

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP**

**CÂMPUS DE JABOTICABAL**

**DESENVOLVIMENTO DE NOVO MODELO DE HASTE  
INTRAMEDULAR BLOQUEADA. DETALHAMENTO DO  
MATERIAL, DA TÉCNICA DE IMPLANTAÇÃO E ENSAIO  
BIOMECÂNICO NO FÊMUR CANINO**

**Maria Eduarda Bastos Andrade Moutinho da Conceição**

Médica veterinária

**2020**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP**

**CÂMPUS DE JABOTICABAL**

**DESENVOLVIMENTO DE NOVO MODELO DE HASTE  
INTRAMEDULAR BLOQUEADA. DETALHAMENTO DO  
MATERIAL, DA TÉCNICA DE IMPLANTAÇÃO E ENSAIO  
BIOMECÂNICO NO FÊMUR CANINO**

**Discente: Maria Eduarda Bastos Andrade Moutinho da  
Conceição**

**Orientador: Prof. Dr. Luís Gustavo Gosuen Gonçalves Dias**

**Tese apresentada à Faculdade de  
Ciências Agrárias e Veterinárias –  
Unesp, Câmpus de Jaboticabal, como  
parte das exigências para a obtenção do  
título de Doutor em Cirurgia Veterinária**

**2020**

C744d

Conceição, Maria Eduarda Bastos Andrade Moutinho da  
Desenvolvimento de novo modelo de haste intramedular bloqueada.  
Detalhamento do material, da técnica de implantação e ensaio  
biomecânico no fêmur canino / Maria Eduarda Bastos Andrade  
Moutinho da Conceição. -- Jaboticabal, 2020  
88 p. : il., tabs., fotos

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp),  
Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Jaboticabal  
Orientador: Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias

1. Biological mechanics. 2. Fracture fixation, Internal. 3.  
Osteosynthesis. 4. Ortopaedics. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de  
Ciências Agrárias e Veterinárias, Jaboticabal. Dados fornecidos pelo autor(a).

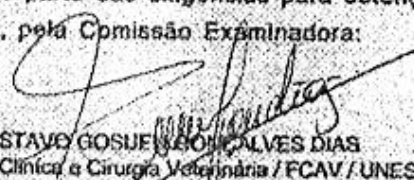
Essa ficha não pode ser modificada.

**CERTIFICADO DE APROVAÇÃO**

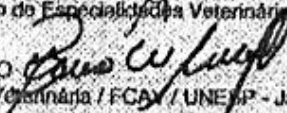
**TÍTULO DA TESE:** DESENVOLVIMENTO DE NOVO MODELO DE HASTE INTRAMEDULAR BLOQUEADA. DETALHAMENTO DO MATERIAL, DA TÉCNICA DE IMPLANTAÇÃO E ENSAIO BIOMECÂNICO NO FÊMUR CANINO

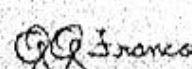
**AUTORA:** MARIA EDUARDA BASTOS ANDRADE MOUTINHO DA CONCEIÇÃO  
**ORIENTADOR:** LUIS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS

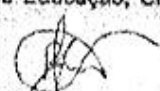
Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Doutora em CIRURGIA VETERINÁRIA, pela Comissão Examinadora:

  
Prof. Dr. LUIS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS  
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / FCAV / UNESP - Jaboticabal

  
Pesquisador Dr. ALEXANDRE SCHMAEDECKE  
Médico Veterinário / Centro Integrado de Especialidades Veterinárias / Curitiba/PR

  
Prof. Dr. BRUNO WATANABE MINTO  
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / FCAV / UNESP - Jaboticabal

  
Prof. Dr. GUILHERME GALHARDO FRANCO  
Universidade Federal do Espírito Santo-UFES / Vitória/ES

  
Prof. Dr. PAULO VINICIUS TERTULIANO MARINHO  
Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Sul de Minas Gerais-Campus Muzambinho / Muzambinho/MG

Jaboticabal, 24 de setembro de 2020

## **DADOS CURRICULARES DO AUTOR**

Possui graduação em Medicina Veterinária pela Universidade Federal Rural da Amazônia (2013). Residência Multiprofissional em saúde, em Medicina veterinária, com ênfase na área de Clínica Cirúrgica de Animais de Companhia pela mesma universidade. Mestre em Cirurgia Veterinária pela Faculdade de ciências Agrárias e Veterinárias da Universidade Estadual Paulista (FCAV-Unesp- Câmpus de Jaboticabal). Cursa doutorado por essa última universidade, sendo bolsista pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Fapesp), realizou parte de seu doutorado na *Università degli Studi di Padova* (Unipd – Padova - Itália) com auxílio da Bolsa de Estágio Pesquisa no exterior (BEPE).

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente a Deus, pois sem Ele não seríamos nada.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP, pelo auxílio financeiro para desenvolvimento desta pesquisa – nº do processo 2017/ 03027-8.

À minha mãe, não só por não ter medido esforços para ter uma educação de qualidade, mas também por sempre ter me ensinado a ser uma mulher forte, a ter me mostrado desde cedo que não precisamos de homem para sermos felizes e realizadas e que, se nos esforçarmos, conseguimos alcançar qualquer sonho. Muito obrigada mãe por me ensinar a ser uma pessoa humilde e caridosa, muito obrigada por me ensinar a ser o ser humano que eu sou hoje. Espero ter alcançado suas expectativas ou até as superado. Sei que, às vezes o coração aperta e a saudade nos faz pensar que talvez essa distância seja ruim, mas muito obrigada por ter aberto as portas da gaiola e me deixado voar, mais do que isso, me incentivando a ir cada vez mais longe, porém, sempre deixando a porta aberta para quando eu quisesse voltar. Te amo.

Ao meu namorado, Paulo Henrique, por ser essa pessoa acalentadora, carismática, cuidadosa, por ter cuidado de mim e nunca me deixar desistir daquilo que eu quero, por sempre acreditar em mim, muitas vezes quando nem eu acreditei. Muito obrigada por brigar comigo quando necessário, e me fazer ver o caminho correto. E acima de tudo, muito obrigada por ter me mostrado o que é o amor de verdade, que é muito além de uma simples paixão, muito obrigada por ter sido meu melhor amigo, meu irmão, meu parceiro, confidente, meu amor, muito obrigada por ter sido tudo que eu precisei em cada momento desde que nos encontramos.

À minha Irmã, Maria Paula, que uma das pessoas mais importantes da minha vida, que sempre me incentivou a ser tudo que eu quisesse ser e que acreditou sempre em mim. Muito obrigada por ser essa irmã mais nova, as vezes com cara de mais velha, afinal quem pega os *looks* emprestado e dicas de maquiagem sou eu, porque ela é PhD nisso! Muito obrigada por ter se tornado essa mulher alegre, mesmo com seus medos, sempre conselheira, imponderada, militante, tenho muito orgulho de ti e de quem tu te tornaste.

Ao meu orientador, que além de orientador é um ótimo conselheiro. Sua fama de professor exigente e sua cobrança constante me fizeram crescer e ser melhor do que eu poderia imaginar. Muito obrigada por ter me dado a oportunidade de conduzir essa pesquisa de Doutorado, que outrora nem cogitava fazer. Tantos aprendizados me foram passados pelo senhor, não só profissionalmente, mas pessoalmente também. Eu sei que as vezes parece que eu sou desligada, que eu não prestei atenção, mas suas palavras sempre me tocaram e me fizeram pensar no que eu queria para o meu futuro e, mais além, para a vida, não só a material, mas também a espiritual. Enfim, queria mostrar minha gratidão a todos os ensinamentos e oportunidades.

Ao meu ex-coorientador, meu amigo, meu irmão, Pedro Paulo, pois se não fosse ele, eu nem estaria aqui no dia de hoje. Com seu jeito sempre positivo, nos colocando para cima, e querendo nos ver crescer, me fez acreditar em mim mesma e sair da minha zona de conforto, sair da minha cidade para procurar crescer fora dali. Se hoje estarei me tornando Doutora, siba que tens uma grande responsabilidade nisso.

A banca examinadora aqui presente por sua disponibilidade e sugestões de melhoramento no meu trabalho.

Ao professor Shimano, que sempre me questionando e dando ideias melhores, ajudou a melhorar o experimento e me tornar mais preparada para estar aqui hoje defendendo essa tese. Além disso, obrigada professor, por ter alterado seu cronograma e feito o possível para que eu conseguisse rodar os ensaios biomecânicos em duas semanas.

À Ana Paula, que pegou na minha mão e me levou nessa jornada da biomecânica, quando menos esperava recebia uma mensagem pedindo ajuda, muitas vezes algo difícil de se resolver, e ela sempre estava disposta a ajudar, nem uma única vez se negou a me ajudar, me ensinar, podia ser feriado ou horários infortúnios, ela estava ali, me respondendo e resolvendo meus problemas. Muito obrigada.

À professora Paola, por tudo que sempre fez por mim, desde o mestrado, por ter sido essa pessoa acolhedora, e ter confiado cegamente em mim no serviço de endoscopia. Agradeço professora, por todos os ensinamentos que a senhora me passou, e por ser sempre essa pessoa alegre e compreensiva. Não é à toa que todos os seus orientados lhe amam tanto.

Aos meus colegas de experimento, meus irmãozinhos mais novos, Caio, Danyelle e Rodrigo, que sempre estiveram dispostos a me ajudar quando precisei. Carregar cadáver canino, desossar, aplicar implantes, verificar se freezer estava ligado, e tantas outras coisas que foram essenciais para o desenvolvimento dessa tese. Sem vocês nada disso teria acontecido. Muito obrigada por fazer das tripas coração para que eu conseguisse acabar todo esse experimento em praticamente dois meses, além de tudo ainda me fazerem rir e se divertirem comigo nessa jornada. Vocês sempre terão um lugar especial no meu coração.

Ao Eduardo (Du), técnico do raio-x, que sempre esteve disposto a me ajudar, mesmo que no meio do expediente, mesmo quando tinham pacientes esperando, sempre com sua alegria e boa vontade.

Aos amigos que dividem a casa comigo. Aqui não coloco apenas os que vivem atualmente comigo, mas a todos que já viveram: Ana Claudia, Rodrigo, Marcela, Priscila, Vivian, Andrea e Lais. Como dizem, você não conhece alguém até conviver com essa pessoa dia após dia. Imagine conviver com uma pessoa por meses a fio acordando ao lado e indo dormir todos as noites juntos. Cada um de vocês foram muito importantes em cada momento desses cinco anos. Pela vida fitness e pelas gordices, pelos concelhos e puxões de orelha. Mesmo se do cada um de uma área diferente, sempre nos ajudamos e trocamos informações. Vocês fizeram todos esses anos se tornarem mais fáceis e agradáveis.

Aos meus amigos da ortopedia, principalmente Livia, Fernando, Guilherme, Lucia, Rafael, Caroline, Matheus, Pedro e Felipe, que foram meus companheiros desde o mestrado, em nosso serviço de ortopedia, nos cursos, nas noites mal dormidas, muitas vezes fazendo vídeos e treinando cirurgias, outras vezes comendo, bebendo e rindo de coisas bobas. Vocês, independente da distância e do tempo que fiquemos longe a partir de agora e desde que alguns foram, vocês sempre estarão no meu coração e serão considerados meus amigos de verdade. E também aos mais novos, que tenho conhecido um pouco menos, mas que gosto e admiro bastante.

Ao meu grupo da videocirurgia e endoscopia Daniele, Renata, Lais e Cleber. Obrigada por terem me ajudado nessa jornada desde o mestrado, e feito mergulhar nesse mundo da cirurgia minimamente invasiva, sempre nos



ajudando uns aos outros e estudando por conta própria para conseguirmos chegar onde chegamos. Obrigada pelas idas a Barretos e os treinamentos, obrigada por fazerem a vida da pós-graduação mais leve e alegre. Muito obrigada por todas as risadas, as broncas, as loucuras, por tudo que vocês foram para mim aqui tão longe de casa.

Ao Guilherme Faria, que acreditou em mim e me incentivou mais do que tudo a ir para fora do país, ter uma experiência indescritível e me ajudou em tantas coisas, sempre me dando dicas e conselhos para que eu não cometesse os mesmos erros ou caísse nas mesmas ciladas que ele caiu. Acho que se não fosse por ti, nada disso teria sido possível, muito obrigada por abrir a minha mente e meus olhos para crescer tanto com essa experiência.

Ao professor Isola, por ter me recebido de braços abertos na Itália, por ter me passado tanto conhecimento em pouco tempo, por ter me dado tantas oportunidades, e se esforçado para permitir que eu aprendesse cada dia mais, até mesmo com a língua italiana, não só com a veterinária. Muito obrigada por sempre ser tão compreensivo e gentil comigo, uma pessoa que me mostrou a ser sempre alegre e gentil com os tutores dos nossos pacientes, e devemos dar sempre o melhor de nós por cada paciente, mas que erros existem e não podemos encobri-los com desculpas.

À minha *roomate* ou *conquilina*, Karine, que me ajudou a enfrentar esses seis meses longe de casa, longe do meu país e do meu namorado, que me apresentou tantas pessoas e foi uma verdadeira amiga para com todos os problemas que eu tive durante a viagem, antes mesmo de nos conhecermos. Obrigada por cada viagem, cada minuto de conversa e riso, muito obrigada por tornar esse intercâmbio uma coisa tão mais fácil.

Aos funcionários do Hospital Veterinário da Unesp, que foram atenciosos e dedicados.

Ao pessoal da seção técnica de pós-graduação que sempre tirou minhas dúvidas e avisou sobre os prazos para que não os perdêssemos.

A todos aqueles que nem estavam envolvidos com o projeto e de alguma forma me ajudaram. Enfim, a todas as pessoas que se dedicaram um minuto que fosse de suas vidas para me ajudar, o meu muito obrigada.

## SUMÁRIO

|                                                                                                                                                                                                                        | Página      |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------|
| <b>CERTIFICADO DO COMITÊ DE ÉTICA E USO DE ANIMAIS.....</b>                                                                                                                                                            | <b>iv</b>   |
| <b>RESUMO.....</b>                                                                                                                                                                                                     | <b>v</b>    |
| <b>ABSTRACT.....</b>                                                                                                                                                                                                   | <b>vi</b>   |
| <b>LISTA DE FIGURAS.....</b>                                                                                                                                                                                           | <b>vii</b>  |
| <b>LISTA DE TABELAS.....</b>                                                                                                                                                                                           | <b>xii</b>  |
| <b>LISTA DE ABREVEATURAS.....</b>                                                                                                                                                                                      | <b>xiii</b> |
| <b>CAPITULO 1- CONSIDERAÇÕES GERAIS.....</b>                                                                                                                                                                           | <b>14</b>   |
| 1 Introdução.....                                                                                                                                                                                                      | 14          |
| 2 Objetivos.....                                                                                                                                                                                                       | 15          |
| 2.1 Objetivo geral.....                                                                                                                                                                                                | 15          |
| 2.1 Objetivos específicos.....                                                                                                                                                                                         | 15          |
| 3 Revisão de literatura.....                                                                                                                                                                                           | 16          |
| 3.1 Histórico.....                                                                                                                                                                                                     | 16          |
| 3.2 Princípios de aplicação.....                                                                                                                                                                                       | 17          |
| 3.2.1 Indicação.....                                                                                                                                                                                                   | 17          |
| 3.2.2 Planejamento.....                                                                                                                                                                                                | 18          |
| 3.3 Descrição detalhada.....                                                                                                                                                                                           | 19          |
| 3.4 Biomecanismos de funcionamento.....                                                                                                                                                                                | 20          |
| 3.5 Complicações/ Limitação.....                                                                                                                                                                                       | 22          |
| JUSTIFICATIVA.....                                                                                                                                                                                                     | 23          |
| REFERÊNCIAS.....                                                                                                                                                                                                       | 25          |
| <b>CAPITULO II - NOVA METODOLOGIA DE BLOQUEIO DE HASTE<br/>INTRAMEDULAR BLOQUEADA, DESCRIÇÃO E<br/>EXEQUIBILIDADE DA TÉCNICA E INSTRUMENTAIS E<br/>POSSÍVEIS COMPLICAÇÕES EM FÊMUR CANINO. ESTUDO EX<br/>VIVO.....</b> | <b>28</b>   |
| <b>Resumo.....</b>                                                                                                                                                                                                     | <b>28</b>   |
| INTRODUÇÃO.....                                                                                                                                                                                                        | 29          |
| MATERIAL E MÉTODOS.....                                                                                                                                                                                                | 30          |

|                                                                                                                                                                     |           |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| Descrição do material desenvolvido.....                                                                                                                             | 30        |
| Implantação das hastes.....                                                                                                                                         | 33        |
| RESULTADOS E DISCUSSÃO.....                                                                                                                                         | 35        |
| CONCLUSÃO.....                                                                                                                                                      | 40        |
| REFERÊNCIAS.....                                                                                                                                                    | 40        |
| <b>CAPÍTULO III – COMPARAÇÃO BIOMECÂNICA ENTRE HASTE<br/>INTRAMEDULAR BLOQUEADA EM ÂNGULO ESTÁVEL E HASTE<br/>MODELO PADRÃO EM FÊMUR CANINO <i>EX VIVO</i>.....</b> | <b>43</b> |
| <b>Resumo.....</b>                                                                                                                                                  | <b>43</b> |
| 1 INTRODUÇÃO.....                                                                                                                                                   | 44        |
| 2 MATERIAL E MÉTODOS.....                                                                                                                                           | 44        |
| 2.1 Modelos biomecânicos.....                                                                                                                                       | 44        |
| 2.1.1 Densitometria óssea.....                                                                                                                                      | 45        |
| 2.1.2 Escolha dos implantes e divisão dos grupos.....                                                                                                               | 45        |
| 2.2 Implantes ortopédicos utilizados.....                                                                                                                           | 46        |
| 2.3 Preparação dos corpos de prova.....                                                                                                                             | 46        |
| 2.3.1 implantação do grupo H-AE.....                                                                                                                                | 47        |
| 2.3.2 implantação do grupo Hp.....                                                                                                                                  | 51        |
| 2.2.2 Confeção dos blocos de PMMA.....                                                                                                                              | 51        |
| 2.3 Testes biomecânicos.....                                                                                                                                        | 52        |
| 2.3.1 Flexo-compressão.....                                                                                                                                         | 52        |
| 2.3.2 Flexão lateromedial em dois pontos.....                                                                                                                       | 52        |
| 2.3.2 Torção.....                                                                                                                                                   | 53        |
| 2.4 Pós ensaio mecânico.....                                                                                                                                        | 54        |
| 2.5 Análise estatística.....                                                                                                                                        | 54        |
| 3 RESULTADOS.....                                                                                                                                                   | 55        |
| 4 DISCUSSÃO.....                                                                                                                                                    | 57        |
| ...5 CONCLUSÃO.....                                                                                                                                                 | 60        |
| REFERÊNCIAS.....                                                                                                                                                    | 60        |
| <b>CAPÍTULO IV - COMPARAÇÃO BIOMECÂNICA EM TESTE DE<br/>FALHA ENTRE HASTE INTRAMEDULAR BLOQUEADA EM</b>                                                             |           |

|                                                                                                                        |           |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>ÂNGULO ESTÁVEL E TÉCNICA DE PLACA BLOQUEADA E PINO INTRAMEDULAR – PLATE-ROD EM FÊMUR CANINO <i>EX VIVO</i>.....</b> | <b>63</b> |
| <b>Resumo.....</b>                                                                                                     | <b>63</b> |
| 1 INTRODUÇÃO.....                                                                                                      | 64        |
| 2 MATERIAL E MÉTODOS.....                                                                                              | 65        |
| 2.1 Modelos biomecânicos.....                                                                                          | 65        |
| 2.1.2 Escolha dos implantes e divisão dos grupos.....                                                                  | 67        |
| 2.2 Implantes ortopédicos utilizados.....                                                                              | 68        |
| 2.3 Preparação dos corpos de prova.....                                                                                | 68        |
| 2.3.1 Implantação do Grupo HIB.....                                                                                    | 69        |
| 2.3.2 Implantação do Grupo PR.....                                                                                     | 73        |
| 2.2.2 Confecção dos blocos de PMMA.....                                                                                | 74        |
| 2.3 Testes biomecânicos.....                                                                                           | 75        |
| 2.3.1 Flexo-compressão.....                                                                                            | 76        |
| 2.3.2 Flexão lateromedial em dois pontos.....                                                                          | 76        |
| 2.3.2 Torção.....                                                                                                      | 77        |
| 2.4 Pós ensaio mecânico.....                                                                                           | 78        |
| 2.5 Análise estatística.....                                                                                           | 78        |
| 3 RESULTADOS.....                                                                                                      | 79        |
| 4 DISCUSSÃO.....                                                                                                       | 80        |
| ...5 CONCLUSÃO.....                                                                                                    | 84        |
| Agradecimentos.....                                                                                                    | 85        |
| REFERÊNCIAS.....                                                                                                       | 85        |
| <b>CAPÍTULO V – CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>                                                                          | <b>87</b> |



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
Câmpus de Jaboticabal



## CEUA – COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS

### CERTIFICADO

Certificamos que o projeto intitulado **"Desenvolvimento de novo modelo de haste intramedular bloqueada. detalhamento do material, da técnica de implantação e ensaio biomecânico no fêmur canino"**, protocolo nº 5263/17, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias, que envolve a produção, manutenção e/ou utilização de animais pertencentes ao Filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto o homem), para fins de pesquisa científica (ou ensino) - encontra-se de acordo com os preceitos da lei nº 11.794, de 08 de outubro de 2008, no decreto 6.899, de 15 de junho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA), e foi aprovado pela COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA), da FACULDADE DE CIÊNCIAS AGRÁRIAS E VETERINÁRIAS, UNESP - CÂMPUS DE JABOTICABAL-SP, em reunião ordinária de 06 de abril de 2017.

|                     |                                                             |
|---------------------|-------------------------------------------------------------|
| Vigência do Projeto | 01/05/2017 a 28/02/2020                                     |
| Espécie / Linhagem  | <i>Canis familiares</i>                                     |
| Nº de animais       | 30                                                          |
| Peso / Idade        | >20 kg                                                      |
| Sexo                | Ambos os sexos                                              |
| Origem              | Oriundos do Hospital Veterinário da FCAV UNESP, Jaboticabal |

Jaboticabal, 06 de abril de 2017.

  
**Profª Drª Lizandra Amoroso**  
Coordenadora – CEUA

**RESUMO** - Objetivou-se desenvolver, descrever e avaliar a exequibilidade de novo modelo de haste intramedular bloqueada e material para sua implantação, bem como compará-la a haste nacional modelo Popak e também com a técnica de pino e placa (*plate-rod*) por meio de ensaio biomecânico de flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e torção. Este trabalho foi dividido em duas partes, onde inicialmente realizou-se aplicação do novo sistema de haste em seis cadáveres caninos (aplicação da técnica em 12 fêmures) para avaliação da exequibilidade da técnica. Dentre as alterações propostas no equipamento, destaca-se a confecção de roscas nos orifícios do guia de perfuração, ademais a haste tem roscas nos orifícios de bloqueio que proporciona ângulo estável com o *bolt*. Na segunda parte, em que foram realizados ensaios biomecânicos, utilizou-se 60 fêmures macerados de 30 cães com mais de 20 kg. Esses fêmures tiveram falha óssea de 20 mm confeccionada na diáfise média. Os testes mecânicos foram feitos de forma pareada (fêmures contralaterais do mesmo cão n=5) entre a haste nova (Hn) e Haste Popak (Hp) ou Hn contra placa e pino (PR), realizando-se cinco corpos de prova por grupo por tipo de teste mecânico (n=5). O sistema proposto demonstrou ser exequível e de fácil aplicação, apresentando como possíveis complicações o bloqueio incompleto do *bolt*, que ocorreu em dois casos. Em relação aos testes mecânicos, a Hn mostrou-se superior que a confecção PR em força máxima e rigidez em todos os tipos de ensaio a que foram submetidas, e superior a Hp na força máxima em teste de flexão lateromedial em dois pontos e rigidez em teste de torção. Conclui-se que o sistema em tela pode ser usado para tratamento de fraturas em ossos longos, visto que o sistema foi factível e com baixo número de complicações, além de apresenta maior rigidez que outros sistemas usados para fixação interna de fraturas.

**Palavras-chave:** Flexão, flexo-compressão, fixação interna, osteossíntese, Torção

**ABSTRACT** – The aim of this study was to describe and evaluate the feasibility of novel angle stable interlocking nail (AS-ILN) system, developed by our team. As well as all the material used to place it in the bone. Further, we compared biomechanically torsion, flexion and flexion-compression, this model to another kind of interlocking nail as well plate-rod with locking plate system. Twelve models of this novel interlocking nail were place in cadaveric femurs to assess the technical feasibility. Among the changes on this novel system, a threaded drill bit guide, which couple on the threaded nail, moreover, these threads promote an angle stable locking between the *bolt* and the nail. For the mechanical tests, sixty ex vivo femurs of 30 dogs weighting above than 20kg were used. All of the femurs had a 20 mm gap on medial diaphysis. The mechanical tests were parried (contralateral femurs of each dog) comparing novel nail (Hn) x Popak ail (Hp) or Hn x plate-rod (PR), using five models to each kind of test in each group. This novel AS-ILN system was feasible and easily placed, some of the complications seen in two cases was the failure in locking the *bolt* to the nail. Regarding to mechanical tests until failure, Hn was stiffer than PR in all of the forces tested, although it was similar to Hp in major part of them, having a hogher value in the maximum force on flexion test and stiffer on torsional force. We conclude that the proposed system is indicated to treat long bone fractures, because the system is feasible and had a low complication data, further, it is stiffer than other kind of internal fixation systems.

**Key-words:** Flexion, flexion-compression, internal fixation, osteosynthesis, torsion

## Lista de figuras

Página

### Capítulo II

**Figura 1.** Imagens fotográficas do instrumental de implantação da haste intramedular bloqueada de ângulo estável (IN-AS). A) As setas de cor rosa identificam as roscas internas dos orifícios de bloqueio da haste (H). B) Vista lateral da haste (H) conectada ao cachimbo (seta amarela). O parafuso conector prende o cachimbo/haste no guia de perfuração (G). As setas brancas ilustram uma das três luvas rosqueadas no guia de perfuração, e as verdes um dos três *push pull's* passado pelo interior da luva e rosqueados na haste. C) Evidenciam-se as roscas (seta vermelha) da luva (seta branca) compatível com o orifício roscado (setas amarelas) do guia de perfuração (G). Observa-se também luva já rosqueada e *push pull* (seta verde) introduzido na luva. D) Detalhe dos *push pull's* (setas verde-claro) passados pelo interior das luvas (setas brancas), já rosqueadas no guia de perfuração. A seta verde escura ilustra as roscas do *push pull* da esquerda ainda não rosqueado na haste (H). E) O *bolt* desenvolvido possuía três porções distintas, sendo a primeira lisa (chave amarela), a segunda (chave branca) com o mesmo diâmetro da primeira e possuindo roscas (rosqueavam na haste – ângulo estável) e a terceira (chave vermelha) mais delgada e com roscas para a cortical *trans*. F) *Bolt* (seta preta) bloqueado na haste (H). A primeira porção (chave amarela) bloqueará a cortical *cis* e a terceira porção (chave vermelha) a cortical *trans*.....

28

**Figura 2.** Imagens fotográficas do intraoperatório de implantação da IN-AS em fêmur canino ex vivo. A) Fresagem do fêmur com fresa de 8 mm de diâmetro (seta preta) acoplada ao aplicador manual (seta branca). Nota-se o direcionamento da fresa para o joelho (mão esquerda do cirurgião), mantendo o alinhamento com o canal medular. B) Haste inserida no canal medular femoral e guia de perfuração externo acoplado a ela (G). Nota-se as três luvas (setas amarelas) rosqueadas ao guia e posicionadas nos locais a serem perfurados (duas distais e uma proximal), e *push pull's* (setas azuis) introduzidos através das luvas e já rosqueados à haste. Observa-se broca de 2,5 mm (seta verde) passando através do *push pull* para perfuração da cortical óssea oposta (*trans*). C) Guia de perfuração (G) apresentando duas luvas rosqueadas a ele. Nota-se que através da luva mais distal está passando chave hexagonal de aperto (seta preta) para rosqueamento do *bolt*. D) Haste acoplada ao guia de perfuração (G) com marcação em mm referente ao tamanho da haste (seta laranja) que coincide com o orifício mais distal (150 mm). Observam-se *bolt's* já inseridos nas epífises distal e proximal femoral (setas vermelhas).....

31

**Figura 3.** Imagens radiográficas de pós-operatório de implantação da IN-AS, medindo 8 mm de diâmetro e 150 mm de comprimento, em fêmures caninos (cadáver) sem fratura (ex vivo). A) Projeção craniocaudal de fêmures direito e esquerdo com hastes posicionadas desde a fossa trocantérica até a porção proximal da patela. Nota-se presença de três



*bolt's* na porção distal do fêmur direito e apenas dois no fêmur esquerdo. Os *bolt's* de ambos os lados apresentavam os seguintes comprimentos (mm), de proximal para distal: 30, 30, 26, 26 e o mais distal do lado direito 22 mm. B) Projeção mediolateral de fêmur esquerdo de cadáver canino com haste intramedular alocada desde a fossa trocantérica até a porção proximal da patela. Nesta projeção não é possível observar os *bolt's*, apenas o orifício mais proximal vazio (seta preta).....

33

**Figura 4.** Imagens radiográficas de fêmures canino(cadáver). A: Observa-se haste intramedular bloqueada (HIB-AE) de 8 mm x 150 mm em ambos os fêmures, cada uma com dois *bolt's* proximais e três distais. Nota-se que o *bolt* proximal da haste femoral direita (seta branca) não está completamente bloqueado como os demais. B: Observa-se IN-AS, com sua porção proximal na fossa trocantérica e sua porção distal avançando os limites da cortical óssea cranial. Ademais, pode-se observar ausência do último *bolt*. Este problema ocorreu, pois, a perfuração do canal medular não acompanhou o procurvatum anatômico da porção distal do fêmur canino em tela, associado à ausência de linha de fratura que poderia ter minimizado tal problemática.....

35

### Capítulo III

**Figura 1.** A: Imagem computacional do modelo de bolt bloqueado na haste (H) desenvolvidos para este estudo aplicados em osso. Nota-se que o bolt apresenta três porções, sendo a primeira (chave laranja) lisa com presença de orifício hexagonal para encaixe na chave e encontra-se apoiada à cortical cis (CC); a segunda (chave amarela) apresenta roscas idênticas às roscas da haste (seta azul), onde há o bloqueio do sistema; e a terceira (chave verde), também lisa, com diâmetro semelhante ao diâmetro da alma da rosca da segunda porção apoiada a cortical trans (CT). B: Imagem computacional do parafuso inserido na haste padrão (Hp). Nota-se que não há íntimo bloqueio entre o orifício da haste e o parafuso, havendo uma folga de 0,5 mm entre os dois dispositivos.....

44

**Figura 2.** Imagem computacional da implantação de haste bloqueada em ângulo estável (H-AE). Nota-se a presença de roscas internas nos orifícios do guia externo (setas azuis), que se rosqueiam as luvas (setas amarelas). O push pull (cinza) passa através da luva e é acopla à haste por meio de roscas idênticas nos dois instrumentos (seta laranja), a broca, por sua vez, passa através do push pull para perfuração precisamente centralizada da cortical trans (seta preta). Após essa etapa, o push pull é removido e a chave aplicadora (CH) juntamente ao bolt são passados através da luva e este é atarraxado à haste (seta vermelha).....

46

**Figura 3.** Imagens fotográficas da implantação de haste modelo Padrão (Hp) em fêmur canino ex vivo. A: Acoplamento do fêmur e guia externo (G) ao alicate (seta amarela) para manutenção do osso estático, auxiliando na aplicação. B: Colocação da luva (seta cinza) e do guia de broca (seta laranja) no orifício do guia (G) referente ao primeiro orifício da haste e, perfuração com broca acoplada a perfuratriz. C: Aplicação do parafuso no

orifício pré-fabricado com auxílio de chave hexagonal (CH) através da luva (seta cinza). D: Detalhe da inserção do parafuso quando se suspende a luva (seta cinza), mostrando a ponta da chave hexagonal (seta vermelha) acoplada ao parafuso (seta preta)..... 47

**Figura 4.** Imagem fotográfica (A) e radiográfica (B) de fêmures após implantação de Hn no lado esquerdo (a direita da imagem radiográfica) e Hp no lado direito (a esquerda da imagem radiográfica). A: Notar presença de régua milimetrada mensurando o comprimento total do fêmur e a falha de 20 mm confeccionada iniciando no 3º/5 em relação ao comprimento total dos ossos B: Notar que ambos os grupos apresentam haste com dois bloqueios proximais e dois distais, sendo a haste com a mesma espessura e comprimento, bem como a mesma área de trabalho..... 48

**Figura 5.** Imagens fotográficas de corpos de prova sendo submetidos a testes biomecânicos. Nota-se que na figura A o corpo de prova foi posicionado em sentido vertical, enquanto que nos outros testes o posicionamento foi horizontal. A: Para o teste de flexo-compressão o bloco de PMMA na porção distal do fêmur foi estabilizado à máquina de ensaios com auxílio de morsa (seta cinza). A aplicação de força foi promovida na cabeça do fêmur pelo rolete, acoplado a parafuso com extremidade semicircular (seta amarela). B: Para o teste de flexão lateromedial em dois pontos removeu-se a cabeça femoral (seta vermelha) a fim de evitar sua interferência nos resultados. Corpo de prova foi incluído somente na porção distal do fêmur, sendo essa parte estabilizada, enquanto que o aplicador de força liso (#) foi posicionado no trocânter maior a distância de 14 cm da base de PMMA. C: Teste de torção. No copo metálico de menor diâmetro encontra-se a porção proximal do fêmur, enquanto no outro, a epífise distal. Setas verdes indicam parafusos para fixação do cilindro de metal ao bloco de PMMA, a fim de evitar movimento de rotação entre eles. O cabo de aço é acoplado ao cilindro distal e promove o movimento de torção desse fragmento em relação ao proximal, que se mantém imóvel (fixo)..... 51

**Figura 6.** Imagens radiográficas (projeção craniocaudal) após teste de flexo-compressão. Corpos de prova do grupo de haste padrão (Hp) estão a direita e do grupo de haste bloqueada em ângulo estável (H-AE) a esquerda de cada imagem. A: Nota-se o encurvamento em ambas as hastes no mesmo ponto (segundo orifício de proximal para distal) e o ângulo permanente até a falha, H-AE: 6,0º e Hp: 4,1º, também é possível observar nessa imagem o encurvamento do bolt mais próximo à falha óssea no fragmento proximal (seta amarela). B: Evidencia-se principalmente a falha catastrófica evidente de todos os parafusos do sistema Hp (setas verdes), bem como encurvamento da haste também nesse corpo de prova, já o espécime do H-AE falhou por fratura óssea no fragmento proximal (seta branca)..... 53

## Capítulo IV

**Figura 1.** Imagem radiográfica de um par de fêmures de cão (ex vivo) após a aplicação dos implantes ortopédicos no grupo PR (fêmur direito - imagem da esquerda) e do grupo HIB (fêmur esquerdo - imagem da direita). Nota-

se que no espécime do grupo PR a placa foi moldada a lateral óssea, dois parafusos foram alocados em cada fragmento ósseo e os orifícios de escolha foram sempre os das extremidades da placa, ademais o pino intramedular ocupava cerca de 30% a 40% do canal medular. Para o Grupo Hn foi usada haste intramedular bloqueada em ângulo estável, maciça e com alocação de dois bolts por fragmento ósseo..... 61

**Figura 2.** Imagem computacional (A) e fotográfica (B) do bolt desenvolvido para o sistema de haste intramedular bloqueada em ângulo estável (H-AE). Neste sistema o bolt tinha três porções, sendo, da esquerda para direita, a porção mais proximal lisa que apresentava 3 ou 4 mm. A segunda porção (central) era rosqueada, sendo a alma dessa roca de 3,5 ou 2,5 mm e a crista 4 e 3 mm (para o sistema de haste de 8 e 6 mm respectivamente), e a terceira porção, também lisa apresentava diâmetro igual ao da alma da segunda porção..... 69

**Figura 3.** Imagens fotográficas da implantação de haste bloqueada em ângulo estável (H-AE). A: Perfuração da cortical cis do terceiro orifício da haste com broca 2,5 mm (seta amarela) acoplada a perfuratriz através do *push pull* (seta preta), notar que os dois primeiros orifícios já estão perfurados e os *push pulls* estão acoplados a haste, por isso estão adentrando o osso (setas vermelhas). B: Broca de 4 mm (seta amarela) alargando o orifício pré-fabricado para possibilitar a entrada do *push pull* na cortical cis. C: Mão do cirurgião inserindo o *push pull* por meio das roscas na haste bloqueada, notar que, assim como os dois *push pulls* proximais, esse está dentro do orifício feito com broca (seta laranja). D: Inserção do primeiro *bolt*, com auxílio de chave hexagonal (CH) através da luva (seta preta)..... 71

**Figura 4.** Imagens fotográficas da implantação de placa e pino em fêmur canino ex vivo. A: Após a inserção do pino intramedular utilizou-se externamente pino idêntico (seta preta) para facilitar a identificação de sua localização no canal medular ósseo. B: Moldagem da placa seguindo a curvatura lateromedial do fêmur, desde o côndilo lateral até o início do trocânter maior. Note a linha da falha óssea já pré-fabricada até a metade da circunferência total da diáfise. C: Aplicação de três guias de broca. Nos dois orifícios distais da placa eram passados, através dos guias de brocas, pinos de Steinmann após perfuração com broca de diâmetro apropriado para cada sistema, no intuito de auxiliar a estabilização da placa antes do bloqueio definitivo com os parafusos. (seta amarela) e o outro realizou-se perfuração das corticais com broca para posterior alocação do parafuso. D: Aplicação de parafuso bloqueado (cabeça rosqueada) (seta branca) com auxílio de chave hexagonal..... 73

**Figura 5.** Imagens fotográficas de corpos de prova sendo submetidos a testes biomecânicos. **A:** Teste de flexo-compressão. Corpo de prova incluído somente na porção distal do fêmur com PMMA (seta verde), estabilizado à máquina de teste com auxílio de morsa (seta laranja) em posição vertical. Aplicação de força sobre a cabeça femoral pelo rolete, acoplado a parafuso com extremidade semicircular (seta amarela). **B:** Teste de flexão lateromedial em dois pontos. Corpo de prova em posição horizontal, incluído somente na porção distal do fêmur com PMMA (seta

verde), fixado ao cilindro metálico por meio de parafusos. Rolete acoplado a aplicador liso (seta amarela) com distância de 20 cm da base de PMMA, gerando força sobre o trocânter maior na porção lateral do fêmur. **C:** Teste de torção. Observa-se a base metálica acoplada aos cilindros onde foram incluídas e fixadas ambas as extremidades ósseas, proximal e distal do fêmur. Setas amarelas indicam parafusos para fixação do cilindro de metal ao bloco de PMMA, a fim de evitar movimento de rotação entre eles. Seta branca mostra a extremidade do cabo metálico acoplada a parafuso da peça no segmento distal, o qual promove o movimento de torção desse fragmento em relação ao proximal, que se mantém imóvel (fixo). Seta preta indica o rolete aplicador de carga, que está acoplado a outra extremidade do cabo metálico e promove a força de tração, girando o fragmento distal medialmente.....

## Lista de tabelas

Página

### Capítulo III

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tabela 1.</b> Disposição dos implantes ortopédicos (comprimento e diâmetro) utilizados em cada grupo de avaliação (Haste em ângulo estável [H-AE] e Haste padrão [Hp]) e cada tipo de teste biomecânico (flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e torção).....                                                                                                          | 45 |
| <b>Tabela 2.</b> Resultados dos testes biomecânicos (média, desvio padrão e valor de P) de força máxima e rigidez de cada grupo (Haste nova [Hn] e Haste Padrão [Hp]) em cada força testada (flexo-compressão; flexão lateromedial em dois pontos e torção). Diferença significativa entre os grupos foi sinalada com asterisco (*).....                                                 | 54 |
| <b>Tabela 3.</b> Descrição dos locais de falha de cada corpo de prova dividido por grupos (H-AE e HP) e por tipo de teste biomecânico (flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e torção) a que foram expostos. Os valores entre parênteses representam o número de corpos de prova com a devida falha descrita anteriormente em cada subgrupo, devendo totalizar cinco..... | 55 |

### Capítulo IV

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tabela 1.</b> Dimensões dos implantes ortopédicos (comprimento e diâmetro) utilizados em cada grupo de avaliação (HIB e PR) e cada tipo de teste biomecânico (flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e torção).....                                                                                                                                                                         | 67 |
| <b>Tabela 2.</b> Resultados dos testes biomecânicos (média, desvio padrão e valor de P) de força máxima e rigidez de cada grupo (Haste nova [Hn] e <i>Plate-rod</i> [PR]) em cada força testada (flexo-compressão; flexão lateromedial em dois pontos e torção). Diferença significativa entre os grupos foi sinalada com asterisco (*).....                                                                 | 78 |
| <b>Tabela 3.</b> Descrição dos pontos de falha de cada corpo de prova dividido por grupos (haste [HIB] e placa e pino [PR]) e por tipo de teste biomecânico (flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e torção) a que foram expostos. Os valores entre parênteses representam o número de corpos de prova com devida falha descrita anteriormente em cada subgrupo, devendo totalizar cinco..... | 79 |

### Lista de abreviaturas

MINO – *Minimally invasive nail osteosynthesis* (osteossíntese minimamente invasiva com haste)

HIB-AE – Haste intramedular bloqueada em ângulo estável

H-AE – Haste em ângulo estável

Hp – Haste Padrão

PR – *Plate-rod* (Placa e pino)

PMMA - Polimetilmetacrilato

HU – Unidade Hounsfield

## CAPÍTULO 1 – Considerações Gerais

### 1 INTRODUÇÃO

A haste intramedular bloqueada se assemelha a um pino intramedular, porém possui orifícios transversais para alocação de parafusos, de tal maneira as forças de torção e compressão axial entre os fragmentos ósseos são anuladas, diferentemente do que ocorre com os pinos, que apenas bloqueiam a força de flexão (Burns et al., 2011). Esse dispositivo tem por objetivo principal manter o alinhamento e comprimento ósseo até que haja reparação óssea (Thakur, 2007).

Como todo dispositivo intramedular, as hastes bloqueadas são indicadas para tratamento de fraturas em ossos longos que permitem a introdução do implante sem ocasionar lesões articulares adjacentes, são utilizadas principalmente em fêmur, úmero e tíbia. Como não promovem compressão interfragmentária, elas proporcionam estabilidade relativa, permitindo, de tal forma, micromovimentação do foco de fratura, sendo, então, indicadas para fraturas de baixo *strain*, ou seja, fraturas com mais de três fragmentos (Schimaedecke et al., 2005; Thakur, 2007).

Com o advento da osteossíntese minimamente invasiva (MIO) a haste tem se tornado alternativa às placas bloqueadas, sendo possível manter o coágulo sanguíneo primordial do foco de fratura (hematoma fraturário), que contém células progenitoras auxiliadoras do processo de consolidação óssea. Já é comprovado na medicina veterinária o sucesso da associação da técnica MINO (Minimally Invasive Nail Osteosynthesis) nas osteossínteses, osteotomias corretivas diafisárias e epifisárias, estabilizações pós-resseção de pseudoartroses e artrodeses, apresentando rápido retorno da função do membro acometido (Dejardin et al., 2019).

É considerada padrão ouro para tratamento de fraturas cominutivas em pessoas, por apresentar várias vantagens em relação a outras técnicas como, por exemplo, pode ser aplicada de forma minimamente invasiva, além de sua colocação auxiliar no alinhamento da fratura, e por estar no eixo neutro das forças exercidas sobre o osso, oferecendo maior estabilidade biomecânica em relação a placa óssea (Bruckner et al., 2016; Mukherjee et al., 2017; Fauron et al., 2018; Marturello et al., 2019).

## 2 OBJETIVOS

### 2.1 Objetivo Geral

- Desenvolver e testar novo modelo de haste intramedular bloqueada em ângulo fixo e metodologia para sua implantação (instrumentais), bem como realizar ensaios biomecânicos para compará-la à haste comercializada no cenário brasileiro e à placa e pino (*plate-rod*) em fêmur canino.

### 2.2 Objetivos Específicos

- Descrever os instrumentais de implantação desenvolvidos e suas devidas funções;
- Descrever e avaliar a exequibilidade e as dificuldades da técnica no fêmur canino íntegro (*ex vivo*);
- Comparar biomecanicamente sob força de flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e torção a nova haste intramedular bloqueada em tela com a haste nacional já existente (Sistema Popak) em fraturas cominutivas diafisárias induzidas (falha óssea) em fêmures caninos (*ex vivo*).
- Comparar biomecanicamente sob força de flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e torção a nova haste intramedular bloqueada em tela com o sistema de placa e pino (*plate-rod*) em fraturas cominutivas diafisárias induzidas (falha óssea) em fêmures caninos (*ex vivo*).



### 3 REVISÃO DE LITERATURA

#### 3.1 Histórico

No início da década de 1930 Gerhard Küntscher, ortopedista alemão, inventou a haste intramedular. A ideia era introduzir a haste no canal medular e após a completa inserção, esta seria expandida no sentido centrífugo, comprimindo o endóstio, mantendo-se fixa ao osso. Küntscher a chamou de haste elástica e usou o termo “conformidade radial” para descrever seu modo de funcionamento (Rosa et al., 2019).

Apesar de a invenção ter sido realizada no início dos anos 30, a primeira implantação em fêmur de um paciente humano foi realizada apenas em 1939. Entretanto, a primeira haste intramedular bloqueada por parafusos, foi desenvolvida por Huckstep em meados da década de 1970, seguida por resultados inovadores em testes em cães por Johnson e Huckstep em 1986 (Dejardin et al., 2019).

Apesar de as hastes terem ganhado fama e serem muito utilizadas na medicina por proporcionar boa reparação óssea e retorno precoce a função do membro fraturado (Rosa et al., 2019), seu uso em pequenos animais não foi tão difundido, já que poucos centros veterinários contavam com fluoroscópio (Johnston et al., 2017). Assim, modelos veterinários começaram a ser desenvolvidos e utilizados a partir da década de 1990 com auxílio de guia acoplado a extremidade da haste que auxiliava a localização exata dos orifícios da haste, alocada no interior do canal medular, sendo pioneira na confecção desse modelo a empresa Innovative (Dueland et al., 1999; Schmaedecke et al., 2005).

Após o início do uso desta técnica na medicina veterinária nos Estados Unidos, outros modelos foram surgindo na França, Espanha e Japão, com algumas modificações almejando melhorias (Dejardin et al., 2019).

As hastes contendo parafusos de bloqueio apresentavam certa folga entre este implante e o orifício da haste, de maneira que se provou que bloqueio por meio de *bolts* (dispositivos de travamento mais robustos que os parafusos convencionais) era mais rígido, permitindo menor deformação. Dessa maneira, a equipe de ortopedia da Universidade de Michigan, do prof. Loic Dejardin

começou a desenvolver e aperfeiçoar esse tipo de haste nos anos 2000 (Lansdowne et al., 2007).

Um dos primeiros modelos famosos dessa mesma equipe, utilizando *bolts* no lugar dos parafusos foi a AL-ILN (angle stable interlocking nail), o rosqueamento do *bolt* na haste, se dava por meio de rosca angulada semelhante nos dois dispositivos, o que criou uma ligação rígida em ângulo estável entre a haste e o *bolt*. A ponta do *bolt* foi confeccionada em triangulação para permitir passagem pela cortical cis e uma porção cilíndrica mais fina para passar pela cortical trans, além disso, a haste possuía formato de ampulheta para reduzir danos a circulação endosteal (Dejardin et al., 2014).

Hoje em dia o modelo de haste mais utilizado e amplamente difundido no mercado veterinário é o sistema I-Loc, ele apresenta algumas inovações em relação aos anteriores como parafusos-guia de bloqueio temporários (2 orifícios proximais) para manter o sistema mais rígido, reduzindo assim o risco de inserção de implante de bloqueio distal fora do orifício da haste; um sistema de acoplamento rápido do guia de perfuração; medidor de profundidade específico para mensurar o comprimento do *bolt*, que será cortado em um cortador customizado (Dejardin et al., 2020).

Mais recentemente criou-se modelos para uso em cães de raças pequenas e gatos (Targon-Vet), sendo que nesse sistema há uma diferença entre as hastes bloqueadas convencionais. Nele os parafusos apresentam orifícios transversais de maior diâmetro que a haste, de maneira que a haste é introduzida através do orifício de cada parafuso previamente inserido no osso, então é apertada por meio de porcas, introduzidas na cortical cis (Bruckner et al., 2016).

## **3.2 Princípios de aplicação**

### **3.2.1 Indicação**

Como são dispositivos intramedulares, as hastes são indicadas, para fraturas de ossos longos, onde haja possibilidade de penetração no canal medular sem lesão da superfície articular. De tal maneira, são usadas, principalmente em fraturas de úmero, tíbia e fêmur, seu uso foi relatado também

em ulna, porém são contraindicadas para inserção no rádio (Thakur, 2007; Gatineau e Plante, 2010; Fauron et al., 2018).

Anteriormente, a principal indicação das hastes bloqueadas era para fraturas cominutivas de diáfise de ossos longos de cães de grande porte (Thakur, 2007), contudo, com o desenvolvimento de novos modelos de haste mais estáveis, ela vem sendo indicada para fraturas metafisárias, correções de deformidades angulares e revisão após falha de outro implante ou não união óssea (Reems et al., 2006; Dejardin et al., 2019). Além disso, modelos desenvolvidos especificamente para cães de raças pequenas e gatos têm sido usados com sucesso, podendo ser nova indicação desse implante (Brukner et al., 2016; Marturello et al., 2019).

A presença de fissuras longitudinais ao osso não é considerada contraindicação da técnica, podendo ou não ser utilizado outro implante adicionalmente, como, por exemplo, fios de aço ou parafuso de compressão. Entretanto deve-se, nestes casos, ter demasiada cautela ao realizar a fresagem do canal medular. A haste não deve ser muito espessa, evitando pressão contra a cortical óssea. Ademais, a perfuração do orifício para os parafusos da haste e inserção deles deve ser feita com cautela para que não se piore o quadro do paciente (Dejardin et al., 2019).

### 3.2.2 Planejamento

Radiografia em pelo menos duas projeções (craniocaudal e mediolateral) do osso acometido são requeridas para avaliar o tipo de fratura, localização, e presença de fissuras ao longo do osso, ademais, é de suma importância obter imagem do osso inteiro e da articulação proximal e distal para se ter real noção do quanto de estoque ósseo há em cada fragmento. Além disso, é importante obter radiografias do membro contralateral intacto com medidor de magnificação na altura do osso, para que seja possível avaliar a distorção do tamanho da imagem em relação ao tamanho verdadeiro. Essa radiografia do osso contralateral intacto servirá de base para escolha do comprimento e largura da haste e posição dos parafusos (Dejardin et al., 2019).

*Templates* estão disponíveis para as radiografias e auxiliam na escolha das dimensões da haste, além de auxiliar na averiguação do local de implantação dos implantes de bloqueio no planejamento pré-operatório (Decamp

et al., 2016). Esses podem ser colocados sobre a radiografia impressa, algumas vezes, pode-se adquirir *templates* já magnificados (em 4 e 12%), de maneira a evitar superdimensionamento do implante. Contudo, existem *softwares* de computador que, além de possuírem *templates* virtuais, podem ajudar no planejamento passo a passo do procedimento cirúrgico, incluindo as etapas de redução da fratura, planejamento da localização e magnitude das osteotomias corretivas, nos casos de deformidade angular do membro, seleção e posicionamento do implante e predeterminação dos comprimentos dos implantes de bloqueio (Dejardin et al., 2019).

A haste deve possuir o maior diâmetro possível, que comporte a medular óssea (cerca de 90% do canal), devendo-se tomar cuidado com particularidade ósseas, como, por exemplo, *procurvatum* do fêmur, pois se escolher uma haste muito longa, pode acabar lesionando a cortical cranial (Schmaedecke et al., 2005).

É importante salientar que bom planejamento pré-operatório é essencial para se obter sucesso no tratamento, pois implantes subdimensionados podem enfraquecer o sistema, levando à falha cíclica antes da reparação óssea e, consequente, má união ou não união ósseas, enquanto a haste superdimensionada pode causar fissuras longitudinais no osso e comprometimento da vascularização do endóstio, além de invasões articulares (Dejardin et al., 2019).

### **3.3 Descrição detalhada**

Existem diversos tipos de haste no mercado médico veterinário. O modelo pode ser cilíndrico ou em forma de ampulheta com a ponta em forma de bala (romba), ou trifacetada (pontiaguda). Cada haste apresenta diversos diâmetros e comprimentos de acordo com a marca, geralmente os diâmetros variam de 4 a 8 mm, e podem ter dois a três orifícios para bloqueio por fragmento, sendo a distância entre eles dependente da marca. O modelo Innovative (primeira marca usada por muitos anos na medicina veterinária) apresenta as seguintes disposições: haste de 4 e 4,7 mm com parafuso de 2 mm de diâmetros; haste de 6 mm com parafusos de 2,7 mm de diâmetros; e haste de 8 mm com parafusos de 3,5 mm de diâmetros (Decamp et al., 2016).

O dispositivo de bloqueio pode ser um parafuso convencional (parafuso cortical), nesses casos o orifício na haste é liso e os dois (haste e parafuso cortical) não tem contato íntimo, ou pode ser um *bolt* (nesses modelos há contato do *bolt* ao orifício da haste, podendo ser ele rosqueado de forma idêntica a haste ou liso na porção que acopla à haste, sendo rosqueado apenas da cortical *cis*) (Dejardin et al., 2014; Johnston et al., 2017).

O material de implantação das hastes bloqueadas pode variar de acordo com a marca, porém existem alguns dispositivos básicos que são semelhantes para todas as hastes no mercado (Dejardin et al., 2014). Dentre esses dispositivos encontram-se fresas de diâmetros crescentes, que são necessárias para a fresagem da cavidade medular, desde o local onde será realizada a inserção da haste, até a outra extremidade óssea. Essa fresagem deve ser promovida primeiro com fresas mais finas e de forma crescente até o diâmetro da haste, assim facilitando a entrada da haste, pois nesse momento (introdução da haste no canal medular ósseo) não deve haver resistência, evitando fissuras na cortical óssea (Schmaedecke et al., 2005).

O aplicador manual para inserção da haste no interior da cavidade medular é importante peça, de maneira que este é acoplado à extremidade da haste por meio de roscas e a inserção pode ser realizada aplicando-se leves batidas com martelo em sua extremidade até que a haste esteja completamente inserida no canal medular (Johnston et al., 2017).

Após a retirada do aplicador, acopla-se o guia de perfuração a extremidade da haste. Este guia possui diversos orifícios que coincidem com os orifícios da haste. Geralmente os orifícios proximais são fixos, porém os distais dependem do comprimento da haste, de maneira que deve ser verificado antes da inserção dela no canal medular quais orifícios serão usados. Sabendo-se quais são esses, coloca-se a luva (guia de broca) e realiza-se a perfuração de ambas as corticais ósseas (*cis* e *trans*), passando pelo orifício da haste, para posterior bloqueio com o implante específico para cada modelo (Schmaedecke et al., 2005; Decamp et al., 2016).

### **3.4 Biomecanismos de funcionamento**

A energia disposta sobre o osso é absorvida por ele, e dissipada aos tecidos adjacentes, entretanto quando a carga atuante excede sua capacidade

de resistência, ocorre fratura. O grau de energia está diretamente relacionado ao número de fragmentos ósseos e ao grau de lesão tecidual. Por isso, fraturas de alta energia, geralmente apresentam cominuição (Harris et al., 2006). O sentido da força aplicada também está relacionado a resistência óssea. Forças aplicadas paralelamente ao eixo do osso cortical fazem com que esse tenha maior fase plástica e menor probabilidade de fratura, já as forças perpendiculares causam fratura mais facilmente (Denny e Butterworth, 2006).

Quando ocorre fratura óssea completa, o caminho da carga fica comprometido, havendo impotência funcional do membro. Entretanto, a passagem de carga pelo foco de fratura auxilia na cicatrização e remodelamento ósseos por meio do efeito piezoelétrico, da mesma maneira a inutilização do membro ou demasiada rigidez aplicada pelo implante ortopédico pode levar a reabsorção óssea, culminando em não união (Rosa et al., 2019).

*Strain* é a quantidade de deformação do foco da fratura. Matematicamente é a razão do quanto uma falha óssea se movimenta quando há carga sobre o membro pelo comprimento total da falha, geralmente dado em porcentagem. Ou seja, se há um defeito de 10 mm e o este se movimenta 1 mm, o *strain* será de 10%. Para formação de tecido ósseo, é necessário baixo *strain*, por volta de 1%, pois a movimentação excessiva dos fragmentos de fratura leva a ruptura dos osteoclastos e osteoblastos. O tecido cartilaginoso suporta maior deformação, porém menos que o coágulo inicial. Desta forma, existe a teoria de que em reparação óssea secundária, quando se pretende a formação de calo ósseo fibrocartilaginoso exuberante, esse se forma primeiro para auxiliar a estabilização e redução do *strain* no foco de fratura, promovendo ambiente propício para formação de tecido ósseo (Elliotti et al., 2016).

As principais forças atuantes sobre o osso íntegro são de torção, dobramento, cisalhamento, distração e compressão axiais. O tipo e grau da força atuante ditará o tipo de fratura encontrada. Em fratura cominutivas, em que não é possível reconstruir a coluna óssea, os implantes ortopédicos de escolha para tratamento devem contrapor cada uma dessas forças e sustentar a carga até a formação de calo ósseo para que haja movimentação ativa, precoce e indolor do membro acometido (Dejardin et al., 2019; Rosa et al., 2019).

Visto isso, implantes que se localizam no eixo neutro das forças como, por exemplo, as hastes intramedulares bloqueadas, têm vantagens biomecânicas

em relação a placas ósseas, além disso, sua área momento de inércia é maior que o das placas, pois seu formato cilíndrico auxilia na estabilidade e força do implante, de forma que são mais resistentes a fadiga e menos suscetíveis a falha cíclica por torção, compressão e encurvamento (Burns et al., 2011; Marturello et al., 2019).

A haste intramedular bloqueada suporta as forças fisiológicas aplicadas ao osso. Enquanto a haste, propriamente dita, contrapõe a flexão, os parafusos implantados transversais a ela impedem a torção, tração e compressão axial (Rosa et al., 2019).

Devido a esse ambiente mecânico propício à formação de calo ósseo, com pouca movimentação, e a preservação de ambiente biológico no foco de fratura, ocorre reparação óssea no tempo requerido na maioria dos casos (Thakur, 2007).

Entretanto, os principais modelos de haste intramedular bloqueada até os anos 2000 apresentavam significativa folga (*slack*), entre o parafuso e o orifício na haste a que este é destinado, fazendo com que houvesse instabilidade residual no foco de fratura, o que poderia levar a retardo na reparação óssea (Basinger e Suber, 2004). O íntimo contato entre a haste e o parafuso ou *bolt* é necessário para que haja completa anulação das forças a que o foco de fratura é submetido, minimizando o tempo de consolidação óssea (Dejardin et al., 2014). Ademais, devido à imprecisão do guia em relação à pode haver erros de bloqueio do parafuso, inserindo-o fora do orifício da haste (Suber et al., 2002; Reems et al., 2006).

Outro fator que altera biomecanicamente o implante é o local de posicionamento do parafuso/ *bolt*. A colocação do dispositivo de bloqueio na metáfise, permite que o osso esponjoso absorva parte da carga, emitindo menos carga ao parafuso. Preconiza-se a implantação mais distal ou proximal possível dos implantes de bloqueio, uma vez que esse detalhe aumentaria o tempo de fadiga do implante (Burns et al., 2011).

### **3.5 Complicações / limitações**

Já foram relatadas diversas complicações relacionadas à técnica. Dentre elas, existem as maiores e menores, trans ou pós-operatórias. As principais são os erros de bloqueio (o implante de bloqueio é alocado fora do orifício da haste);

*pull out* dos parafusos; permanente *slack* (folga entre o parafuso e o orifício da haste, permitindo demasiada movimentação no foco de fratura), resultando em união retardada, quebra e encurvamento da haste, principalmente quando ela é subdimensionada para o paciente, ou mesmo, não união, além de infecção, formação de exsudato e deiscência da sutura (Basinger e Suber, 2004; Fan et al., 2005; Decamp et al., 2016).

As complicações transoperatórias podem ser evitadas com novos modelos de haste que vem inovando o mercado veterinário. Com o uso de *bolts* que rosqueiam diretamente na haste, sem haver folga, o movimento no foco de fratura reduz significativamente, levando a consolidação óssea mais rápida. Ademais, os guias mais precisos evitam sobremaneira o erro de bloqueio desses parafusos (Dejardin et al., 2014; Decamp et al., 2016).

Algumas limitações são encontradas no uso da técnica, como fraturas metafisárias cujo estoque ósseo é insuficiente para inserção de pelo menos dois parafusos. Anteriormente se contraindicava o uso de haste bloqueada nesses tipos de fratura, pois em caso que apenas um parafuso fixe o fragmento, este tende a rotacionar no eixo do parafuso (Schmaedecke et al., 2005). Entretanto, mais recentemente alguns autores citam casos aplicando apenas um parafuso no fragmento distal em fratura distal de ulna (Fauron et al., 2018).

É importante salientar que essa técnica apresenta vantagens mecânicas sobre outras técnicas mais usuais, além disso, pode ser usada de forma minimamente invasiva sem manipulação ou mesmo perda do hematoma de fratura. Contudo, ela não veio para substituir ou eliminar o uso de placas ou fixadores esqueléticos externos, apenas dar mais opções de tratamento a determinados tipos de fratura que teriam melhor resposta com esse tipo de implante.

#### **4 JUSTIFICATIVA**

De acordo com a literatura, o uso das hastes intramedulares bloqueadas na medicina veterinária vem diminuindo no Brasil devido à dificuldade de implantação por indisponibilidade de fluoroscópio na rotina clínica, bem como a inadequada anulação das forças de torção e compressão axial, já que o orifício para passagem do parafuso no interior da haste é demasiadamente grande em relação ao diâmetro externo do próprio parafuso, permitindo movimentação e



instabilidade do sistema (*slack*). Não obstante, os sistemas nacionais não são precisos quanto à acurácia da realização dos bloqueios transoperatórios, incorrendo em erros de bloqueios (parafuso fora do orifício da haste), o que leva a diminuição e/ou perda da estabilidade do aparato.

O custo de importação de material para proceder a cirurgias ortopédicas no Brasil é oneroso e o tempo é moroso, de maneira a ficar, na maioria das vezes, financeiramente inviável ao tutor do paciente e ao próprio médico veterinário.

Visto isso, buscou-se desenvolver novo modelo de guia de perfuração e haste bloqueada nacional, com aquisição e custo acessíveis, que proporcione excelente bloqueio do parafuso (bolt), por meio da criação de roscas no orifício da haste, que conjuntamente ao desenvolvimento de parafuso específico, permitirá o rosqueamento do sistema (haste – parafuso), anulando o famigerado *slack*. Logo, este novo invento, além de anular a força de flexão por estar no eixo neutro das forças do osso, também irá minimizar a movimentação no sentido de torção e compressão axial. Não obstante, aventa-se que o sistema proposto anulará os erros de bloqueio por possuir guia bloqueado de perfuração (*push pull*) para a cortical *trans* (cortical oposta).

## 5 REFERÊNCIAS

Basinger RR, Suber JT (2004) Two techniques for supplementing interlocking nail repair of fractures of the humerus, femur, and tibia: results in 12 dogs and cats. **Veterinary Surgery** 33:673-680.

Bruckner M, Unger M, Spies M (2011) Early clinical experience with a newly designe nail system- Targon Vet. **Veterinary Surgery** 45:754- 763.

Burns GG, Allen MJ, Johnson KA (2011) Influence of Locking *Bolt* Location on the Mechanical Properties of an Interlocking Nail in the Canine Femur. **Veterinary Surgery** 40:522-530.

Decamp CE, Johnston SA, Dejardin LM, Schaefer SL (2016) In.: Brinker, Piermattei and Flo's **handbook of orthopedic and fracture repair**. 5 ed. St. Louis: Elsevier, 2016. 868 p.

Dejardin LM, Cabassu JB, Guillou RP, Villwock M, Guiot LP, Haut C (2014) In Vivo Biomechanical Evaluation of a Novel Angle-Stable Interlocking Nail Design in a Canine Tibial Fracture Model. **Veterinary Surgery** 43:271-281.

Dejadin LM, Perry KL, Von Pfeil DJF, Guiot LP (2019) Interlocking nails and minimally invasive osteosynthesis. **Veterinary Clinic Samll Animal** 50:67-100.

Denny HR, Butterworth SJ (2006) Cirurgia ortopédica em cães e gatos. 4. ed. São Paulo: Roca, 496 p.

Dueland RT, Johnson KA, Roe SC, Engen MH, Lesser AS (1999) Interlocking nail treatment of diaphyseal long-bone fractures in dogs. **Journal of the American Veterinary Medical Association** 214:59-66.

Elliotti DS, Newman KJH, Forward DP, Hahn DM, Ollivere B, Kojima K, Handley R, Rossiter ND, Wixted JJ, Smith RM, Moran CG (2016) A unified theory of bone healing and nonunion. **The Bone and Joint Journal** 98:884-891.

Fan CY, Chiang CC, Chuang TY, Chiu FY, Chen TH (2005) Interlocking nails for displaced metaphyseal fractures of the distal tibia. **Injury** 36:669-674.

Fauron AH, Déjardin LM, Phillips R, Gazzola KM, Perry KL (2018) Clinical application of the I-LOC angle-stable interlocking nail in 100 traumatic fractures

of the humerus, femur and tibia. **Veterinary Comparative Orthopedic and Traumatology** 3:A36-42.

Gatineau M, Plante J (2010) Ulnar interlocking intramedullary nail stabilization of a proximal radio-ulnar fracture in a dog. **Veterinary Surgery** 39:1025–9.

Harris AM, Petterson BM, Sontich JK, Vallier HA (2006) Results and outcomes after operative treatment of high energy tibial plafond fractures. **Foot and Ankle International** 27:256-265.

Johnston SA, Von Pefeil DJF, Dejardin LM, WEH M, ROE S (2017) Internal Fracture Fixation. In.: Tobias KM, Johnston SP (2 ed) **Veterinary Surgery: Small Animal**. St. Louis: Elsevier. p 1892-1983.

Lansdowne JL, Sinnott MT, Dejardin LM, Ting D, Haut RC (2007) In vitro mechanical comparison of screwed, *bolted* and novel interlocking nail system to buttress plate fixation in torsion and mediolateral bending. **Veterinary Surgery** 36:368- 377.

Marturello DM, Von Pefeil DJF, Dejardin LM (2019) Mechanical comparison of two small interlocking nails in torsion, using a feline bone surrogate. **Veterinary Surgery** 49:380-389

Mukherjee S, Arambam MS, Waikhom S, Santosha Masatwaf PV, Maske RG (2017) Interlocking nailing versus plating in tibial shaft fractures in adults: a comparative study. **Journal of Clinical Diagnostic Research** 11:RC08- RC13.

Öskaya N, Leger D (2001) Introduction to Biomechanics: Basic terminology and concepts. In.: Nordin M, Frankel VH (3 ed) **Basic biomechanics of the culoskeletal system**. Philadelphia: Lippincott Williams & Williams, p.2 – 16.

Reems MR, Pluhar GE, Wheeler DL (2006) Ex Vivo Comparison of One Versus Two Distal Screws in 8 mm Model 11 Interlocking Nails Used to Stabilize Canine Distal Femoral Fractures. **Veterinary Surgery** 35:161-167.

Rosa N, Marta M, Vaz M, Tavares SMO, Simoes R, Magalhães FD, Marques AT (2019) Intramedullary nailing biomechanics: Evolution and challenges. **Journal of engeneering in medicine** 233:295-308.

Schmaedecke A, Ferraz VCM, Ferrigno CRA (2005) Aplicabilidade e exeqüibilidade da técnica de interlocking nail como tratamento de fraturas diafisárias de fêmur em cães. **Revista de Educação Continuada do CRMV-SP** 8:19-25.

Suber JT, Basinger RR, Keller WG (2002) Two unreported modes of interlocking nail failure: breakout and screw bending. **Veterinary Comparative Orthopaedics and Traumatology** 15:228-232.

THAKUR, S. J. The elements of fracture fixation. 2 ed. Nova Deli: Elsevier, 2007. 325 p.

## **CAPÍTULO II - Descrição e exequibilidade da técnica de nova haste bloqueada em ângulo fixo em fêmur canino. Estudo ex vivo**

*\*Artigo escrito segundo as normas da revista Veterinarni Medicina*

**Resumo:** Os primeiros modelos de haste intramedular bloqueada na medicina veterinária mostraram significativa folga entre o parafuso e a haste, resultando em união retardada ou não união óssea. Esse estudo teve como objetivo desenvolver um novo sistema de haste intramedular bloqueada em ângulo estável (HIB-AE) e avaliar a aplicabilidade da técnica no transoperatório e possíveis complicações em fêmur canino *ex vivo*. O guia externo trouxe como mudança a presença de roscas que se acoplam à camisa perfeitamente, reduzindo possível movimentação entre esses dois dispositivos. Ademais, um guia de broca denominado de ‘*push pull*’ passa pela perfuração na cortical cis e se acopla perfeitamente a haste por meio de roscas idênticas em ambas as estruturas, permitindo a perfuração mais acurada da cortical trans. Realizou-se a implantação desse novo modelo de haste em 12 fêmures em cadáveres de cão. Todas elas apresentavam 8 mm de diâmetro. Após a realização da técnica, foram feitas radiografias em duas projeções e, então avaliou-se o aparato e complicações que pudessem ocorrer, bem como foi avaliado de maneira subjetiva as dificuldades encontradas no transoperatório. Algumas das complicações encontradas incluíram dano na cortical cranial do fêmur em um caso e desvio leve da broca ao realizar a perfuração na cortical cis, havendo necessidade de aumento do orifício para passagem do *push pull* em cinco *bolts*. A técnica mostrou-se factível e de grande valia para adequado bloqueio do *bolt* na haste, reduzindo, de tal maneira, a folga entre os dispositivos. Outrossim, para essa técnica em cadáveres não foi necessário o uso de fluoroscopia.

**Palavras chave:** Cão; Fratura de fêmur; implantes ortopédicos; osteossíntese.

## 1 INTRODUÇÃO

A haste bloqueada é considerada padrão ouro para tratamento de fraturas cominutivas em humanos, uma vez que demonstra vantagens potenciais tais como a possibilidade de implantação por técnicas minimamente invasivas, manutenção do alinhamento ósseo devido ao posicionamento interno ao canal medular, além das vantagens biomecânicas como, por exemplo, o posicionamento no eixo neutro das forças exercidas sobre o osso. Tais características possibilitam retorno precoce a função do membro acometido e formação de calo ósseo mais rápida (Bruckner et al. 2016; Baki et al. 2017; Dejardin et al. 2019).

Na medicina veterinária, a despeito disso, os principais modelos disponíveis de haste intramedular bloqueada para uso em cães e gatos, apresentam limitações do ponto de vista biomecânico. A principal delas é a significativa folga (*slack*) entre o implante de bloqueio e o orifício da haste, fazendo com que haja instabilidade residual no foco de fratura, resultando em complicações como, por exemplo, união retardada e/ou não união, o que era observado nas primeiras gerações das hastes desenvolvidas para uso veterinário (Dejardin et al. 2019).

Diante dessas limitações, buscou-se aprimorar o sistema de bloqueio entre a haste e o implante de bloqueio. Para que houvesse anulação adequada das forças as quais o foco de fratura é submetido, a relação dos implantes de bloqueio com a haste foi modificada, e sistemas em ângulo fixo foram desenvolvidos (Dejardin et al., 2014). Ademais, a imprecisão do guia de perfuração em relação à haste também se mostrava como ponto de fragilidade da técnica, o que levava, frequentemente, a erros de bloqueios, inserindo-os na face lateral da haste ou transpassando o orifício da haste de forma angulada (Suber et al. 2002; Reems et al. 2006).

Visto isso, na presente pesquisa buscou-se desenvolver nova metodologia de bloqueio utilizando guia externo de perfuração modificado e de haste intramedular bloqueada de ângulo estável (HIB-AE), que proporcionasse adequado bloqueio da haste, por meio de conexão roscada com os implantes de bloqueio especialmente criados para esse sistema, de modo a anular o *slack*.

## MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias da Universidade Estadual Paulista - UNESP, Câmpus de Jaboticabal (Protocolo 5263/17). Todos os cadáveres utilizados vieram a óbito por causas naturais ou foram submetidos à eutanásia por causas não relacionadas ao estudo, e seus tutores os doaram para a referida Instituição de Ensino.

### Descrição do material desenvolvido

As hastes foram confeccionadas em aço inoxidável 316L, maciças e contendo três orifícios distais e três proximais (Figura 1A), todos possuindo roscas internamente destinadas ao bloqueio dos *bolt's* (Figura 1A - setas rosas). A distância entre orifícios era de 11 mm, sendo que o primeiro orifício proximal era ocluído quando o cachimbo (extensor para conexão do guia) era introduzido completamente.

O guia de perfuração possuía porção vertical (curta) e horizontal (longa) acopladas, de forma que esta última continha três orifícios coincidentes com os orifícios proximais das hastes e oito orifícios que contemplassem os orifícios da porção distal da haste, a depender do comprimento desta. O cachimbo acoplava-se à haste (Figura 1B) e era rosqueado por meio de chave hexagonal. Em sua extremidade oposta possuía local apropriado para posteriormente ser rosqueado à chave específica, denominada aplicador, com intuito de auxiliar a inserção da haste no canal medular ósseo. Após a retirada do aplicador, o cachimbo apresentava ponto específico para conexão no guia de perfuração externo e ambos (cachimbo e guia externo) eram fixados por meio de parafuso conector, o que mantinha a haste conectada ao guia de perfuração.

Os orifícios do guia de perfuração eram providos de roscas internamente (Figura 1C – setas amarelas), proporcionando perfeito rosqueamento das luvas (Figura 1C – seta vermelha). O guia de broca, denominado de *push pull* (Figura 1B), apresentava orifício para entrada da broca de 2,5 mm de diâmetro (Figura 1C – seta verde) e era introduzido na luva de maneira precisa, ou seja, sem folgas, o que evitava movimentação da broca no momento da perfuração. Além disso, este guia também apresentava roscas apropriadas às dos orifícios da haste (Figura 1D). O *push pull* era rosqueado no orifício da haste, permitindo a estabilização provisória da haste no guia externo de perfuração, além de proporcionar a perfuração da cortical *trans* de forma mais precisa.

Os *bolt's* utilizados neste novo modelo eram compostos por três porções. A primeira apresentava orifício interno para acoplamento de chave hexagonal e execução

do aperto, sendo externamente de perfil liso de 4 mm de diâmetro. A segunda porção era roscada de forma idêntica às roscas do orifício da haste, permitindo o seu bloqueio (ângulo fixo). E, a terceira e última porção também apresenta perfil roscado, porém mais delgada, sendo o diâmetro interno (alma) de 2,5 mm e diâmetro externo da rosca de 3 mm, semelhante ao parafuso ortopédico convencional para osso cortical (Figura 1E). Assim, a primeira porção do *bolt* tinha contato com a primeira cortical óssea (*cis*), a segunda era bloqueada à haste e a terceira roscada na cortical oposta (*trans*) (Figura 1F).

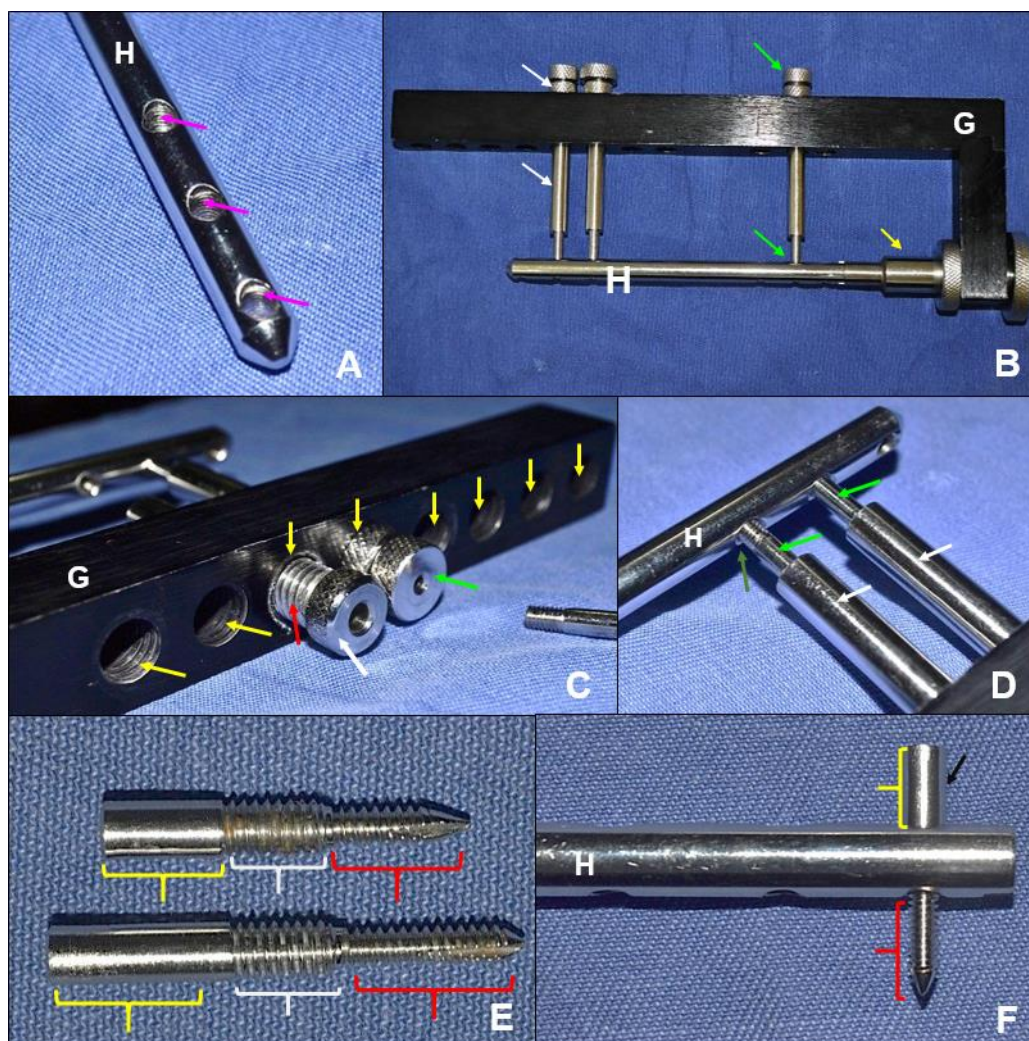


Figura 1. Imagens fotográficas do instrumental de implantação da haste intramedular bloqueada de ângulo estável (HIB-AE). A) As setas de cor rosa identificam as roscas internas dos orifícios de bloqueio da haste (H). B) Vista lateral da haste (H) conectada ao cachimbo (seta amarela). O parafuso conector prende o cachimbo/haste no guia de perfuração (G). As setas brancas ilustram uma das três luvas rosqueadas no guia de perfuração, e as verdes um dos três *push pull's* passado pelo interior da luva e rosqueados na haste. C) Evidenciam-se as roscas (seta vermelha) da luva (seta branca) compatível com o orifício roscado (setas amarelas) do guia de perfuração (G). Observa-se também luva já rosqueada e *push pull* (seta verde) introduzido na luva. D) Detalhe dos *push pull's* (setas verde-claro) passados pelo interior das luvas (setas



brancas), já rosqueadas no guia de perfuração. A seta verde escura ilustra as roscas do *push pull* da esquerda ainda não rosqueado na haste (H). E) O *bolt* desenvolvido possuía três porções distintas, sendo a primeira lisa (chave amarela), a segunda (chave branca) com o mesmo diâmetro da primeira e possuindo roscas (rosqueavam na haste – ângulo estável) e a terceira (chave vermelha) mais delgada e com roscas para a cortical *trans*. F) *Bolt* (seta preta) bloqueado na haste (H). A primeira porção (chave amarela) bloqueará a cortical *cis* e a terceira porção (chave vermelha) a cortical *trans*.

### **Preparação dos espécimes**

Foram utilizados seis cadáveres de cães de procedência ética, de ambos os gêneros, com massa corpórea variando de 20 a 40 kg, que permitissem a implantação de hastes com 8 mm de diâmetro e 150 mm de comprimento, e que vieram a óbito por causas naturais e não relacionadas a este trabalho.

Realizou-se radiografias em projeção craniocaudal e mediolateral de ambos os fêmures. Paralelo ao fêmur, na face lateral da coxa, era posicionado medidor de magnificação, o qual era composto por pino radiopaco de exatamente 10 cm de comprimento.

Para a projeção craniocaudal, os cadáveres foram posicionados em decúbito dorsal com os membros pélvicos estendidos e levemente pronados, fazendo com que as patelas estivessem adequadamente alocadas nos sulcos trocleares. Os requisitos utilizados para considerar a radiografia ideal incluíram a localização das patelas nos sulcos trocleares e, portanto, no centro dos côndilos femorais, os sesamoides poplíteos bi seccionados pelo córtex femoral e o adequado alinhamento do fêmur, sendo possível visibilizar o trocânter maior e a cabeça femoral sem rotação.

Para a projeção radiográfica mediolateral, os cadáveres foram posicionados em decúbito lateral, com o membro a ser radiografado em contato com a mesa e o outro membro pélvico flexionado e abduzido, objetivando não sobrepor o membro de interesse. A projeção radiográfica foi aceitável quando havia sobreposição dos sesamoides poplíteos e dos côndilos femorais, não sendo possível visibilizar “duplo côndilo”. Posteriormente, trocava-se o decúbito e o mesmo procedimento já citado era realizado no fêmur contralateral.

Todas as imagens radiográficas foram mensuradas em ambas as projeções, desde a fossa trocantérica até a porção proximal da patela, objetivando estimar o comprimento da haste a ser utilizada. Além disso, mensurou-se também o istmo femoral, com intuito de eleger o maior diâmetro de haste possível a ser inserida.

### Implantação das hastes

A implantação iniciava-se por acesso ao fêmur (Latorre, 2012) a partir de incisão cutânea que se estendia proximal ao trocânter maior até o côndilo femoral lateral e, em seguida, a fáscia lata foi acessada próximo ao tendão patelar com tesoura de Metzenbaum, sendo essa incisão estendida até a fáscia glútea. Ato contínuo, os músculos bíceps femoral e tensor da fáscia lata foram separados de forma digital e com auxílio de elevador de periósteo, obtendo acesso à diáfise femoral. Além disso, para acesso à fossa trocantérica realizou-se afastamento dos músculos glúteo médio (cranialmente) e glúteo superficial (caudalmente). Foi realizada também liberação parcial do glúteo médio no seu ponto de inserção no trocânter maior.

A partir da fossa trocantérica, realizou-se a perfuração da epífise femoral proximal. Inicialmente utilizou-se broca de 4 mm de diâmetro e, em seguida, de forma manual, utilizou-se sequencialmente brocas de 5, 6, 7 e 8 mm, desde a fossa trocantérica até a epífise distal femoral (Figura 2A), atentando-se para não invadir o espaço articular do joelho.

Em ato contínuo, a haste foi conectada ao cachimbo e ao aplicador, sendo inserida de forma manual e normógrada no canal femoral. Em seguida, removeu-se o aplicador e a haste era conectada ao guia de perfuração externo.

Após a colocação do guia externo, foram acopladas a ele três luvas e guias de broca (*push pull's*), dois distais e um proximal (Figura 2B), semelhante ao já exposto acima. Ato contínuo, a primeira cortical óssea (*cis*) foi perfurada com broca de 2,5 mm de diâmetro através do *push pull*. Em seguida, o *push pull* era removido da luva e por meio de broca de 4 mm de diâmetro, utilizada através da luva, realizava-se o alargamento do orifício já criado na cortical óssea *cis*.

Após esse procedimento, os *debris* ósseos foram removidos por meio de lavagem com solução salina sob pressão, a fim de evitar que ficassem pequenos fragmentos ósseos entre a haste e o *push pull*, podendo impedir o perfeito bloqueio entre estes instrumentais.

O *push pull* era novamente introduzido na luva, transpassava o orifício de 4 mm na cortical *cis* e, em seguida, era rosqueado manualmente na haste. Em ato contínuo, através do *push pull*, realizava-se a perfuração da cortical óssea oposta (*trans*) com broca de 2,5 mm de diâmetro (Figura 2B). O mesmo procedimento era realizado nos outros dois *push pull's*. Em seguida, um dos dois que se encontravam no fragmento distal era retirado da haste, permitindo que o *bolt*, de tamanho adequado, fosse alocado (rosqueado) na haste. Para isso, o *bolt* era introduzido na luva e por meio de chave hexagonal (Figura

2C), era rosqueado, bloqueando a haste (segunda porção do *bolt*) e na cortical óssea *trans* (terceira porção do *bolt*). A primeira porção do *bolt*, ocluía o orifício de 4 mm de diâmetro criado na cortical óssea *cis*.

Ainda com dois *push pull*'s (um em cada porção da haste) e um *bolt* já alocado, bloqueando a haste, o quarto orifício (fragmento proximal) era perfurado, seguindo os mesmos passos anteriormente descritos e, em seguida, seu *bolt* atarraxado. Posteriormente e apenas quando necessário, o quinto orifício era igualmente obtido. Por fim, retirava-se cada *push pull* e os *bolt*'s eram alocados nos seus respectivos orifícios (Figura 2D).

Terminada a colocação de todos os *bolt*'s de bloqueio, o parafuso conector era retirado, bem como o guia de perfuração externo e o cachimbo, permanecendo apenas a haste bloqueada pelos *bolt*'s. Em seguida, realizava-se a síntese da fáscia lata, subcutâneo e pele como de rotina.

Imediatamente após a implantação da haste em ambos os fêmures do mesmo cadáver, este era conduzido ao Setor de Imagem para realização das projeções radiográficas pós-operatórias, da mesma forma como já discriminadas para o pré-operatório.

As avaliações em relação à facilidade de implantação do sistema, bem como as dificuldades encontradas na técnica foram realizadas pelo cirurgião em questão de maneira subjetiva, durante a implantação das hastes nos fêmures caninos. Ausência ou presença de bloqueio do *push pull* e do *bolt* na haste, perfuração da cortical *cis* através do *push pull* e estabilidade do guia em relação a haste.

Ademais, as radiografias foram observadas pelo mesmo avaliador, sendo o aparato técnico avaliado (posicionamento dos *bolt*'s, bloqueio desses na haste e posicionamento da haste), além de posicionamento e comprimento das hastes bloqueadas. As possíveis complicações e dificuldades da técnica foram anotadas e compiladas e, em seguida, calculou-se o percentual em relação a todas as hastes ou todos os *bolt*'s implantados.

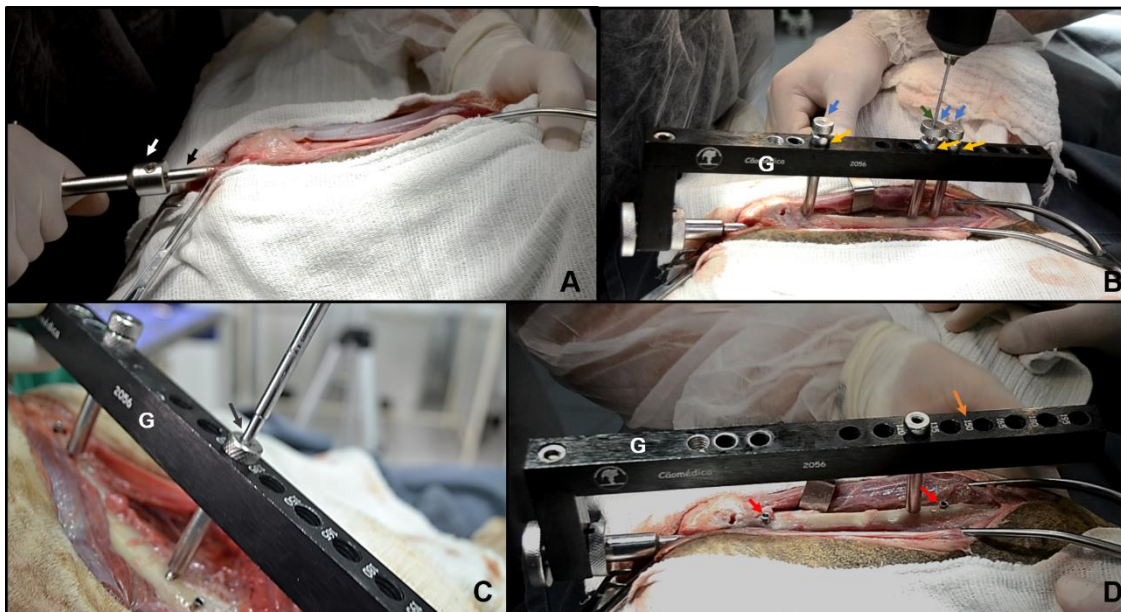


Figura 2. Imagens fotográficas do intraoperatório de implantação da HIB-AE em fêmur canino ex vivo. A) Fresagem do fêmur com fresa de 8 mm de diâmetro (seta preta) acoplada ao aplicador manual (seta branca). Nota-se o direcionamento da fresa para o joelho (mão esquerda do cirurgião), mantendo o alinhamento com o canal medular. B) Haste inserida no canal medular femoral e guia de perfuração externo acoplado a ela (G). Nota-se as três luvas (setas amarelas) rosqueadas ao guia e posicionadas nos locais a serem perfurados (duas distais e uma proximal), e *push pull*'s (setas azuis) introduzidos através das luvas e já rosqueados à haste. Observa-se broca de 2,5 mm (seta verde) passando através do *push pull* para perfuração da cortical óssea oposta (*trans*). C) Guia de perfuração (G) apresentando duas luvas rosqueadas a ele. Nota-se que através da luva mais distal está passando chave hexagonal de aperto (seta preta) para rosqueamento do *bolt*. D) Haste acoplada ao guia de perfuração (G) com marcação em mm referente ao tamanho da haste (seta laranja) que coincide com o orifício mais distal (150 mm). Observam-se *bolt*'s já inseridos nas epífises distal e proximal femoral (setas vermelhas).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Com avanço histórico dos conceitos biomecânicos, houve modificações no design evolutivo das hastes intramedulares que simplificaram seu uso, expandiram as indicações e resolveram muitas complicações relacionadas ao implante, entretanto, ainda há lugar para melhorias das hastes intramedulares comercializadas (Rosa et al. 2019). De tal maneira, o presente estudo propõe resolver alguns problemas importantes relacionados a complicações encontradas por diversos ortopedistas veterinários, que os levaram, muitas vezes, a diminuir o uso da haste nas osteossínteses de ossos longos em cães.

A redução da movimentação do foco de fratura traz benefícios na formação de calo ósseo, porém alguns sistemas de hastes bloqueadas ainda permanecem com o *slack*, principalmente no mercado veterinário, o que pode resultar em complicações como, por

exemplo, não união ou união retardada (Dejardin et al. 2019). Isso implica na necessidade de utilizar novas técnicas de osteossíntese ou de evoluir o material das técnicas já existentes.

Todos os cadáveres possuíam istmo femoral maior que 8 mm, sendo a menor medida de 8,62 mm, de tal maneira que todas as hastes utilizadas para esse experimento apresentavam 8 mm de espessura e 150 mm de comprimento. No total foram implantadas 12 hastes, cada uma com 5 *bolt's* (dois proximais e três distais) de bloqueio, com exceção de uma, em que houve impossibilidade de implantação do *bolt* mais distal devido a inserção angulada da haste e posicionamento inadequado, fazendo com o orifício mais distal se localizasse demasiadamente cranial, dessa forma, totalizaram-se 59 *bolt's*.

Na radiografia pós-operatória em projeção craniocaudal foi possível visibilizar ambos os fêmures alinhados e estendidos com haste intramedular localizada desde a fossa trocântérica até a porção proximal da patela, dois *bolt's* nos orifícios proximais e dois ou três nos orifícios distais (Figura 3A). Evidenciou-se a primeira porção do *bolt*, passando pela cortical *cis* e ficando cerca de 3 a 4 mm sobressalente, sendo tal característica idealizada para facilitar possíveis remoções dos implantes nos quadros de dinamização ou de explantação da haste. A porção central do *bolt* de bloqueio não foi observada na projeção craniocaudal por estar bloqueada na haste, e a terceira porção se estendia desde a haste até a cortical *trans*, transpassando-a cerca de 3 mm (ponta do parafuso).

Na projeção radiográfica mediolateral foi possível observar o fêmur com a haste posicionada no canal medular desde a fossa trocântérica até a porção proximal da patela (Figura 3B). Não foi possível visibilizar os *bolt's*, apenas observava-se que os orifícios da haste estavam preenchidos (radiopacos), estando o orifício mais proximal vazio (não usado em nenhum dos casos) e, portanto, radioluscente.

Algumas complicações e dificuldades da técnica foram observadas neste estudo. Dentre elas observou-se lesão (fratura) da cortical cranial da porção distal de um fêmur esquerdo, ocasionada pela perfuração manual (1/12; 8,3%), o que impossibilitou a colocação do parafuso mais distal (Figura 3A e 4B). As causas citadas na literatura médica para esse tipo de complicação incluem inserção oblíqua da haste, aplicação imprópria e impactação do instrumental (Ostrum e Levy 2005).

Ainda podemos relacioná-la à curvatura do terço distal da diáfise femoral no plano sagital (*procurvatum*), que é mais acentuada em cães do que em humanos e gatos, principalmente os idosos. Na medicina veterinária e humana, esse tipo de complicação é

relatado quando se aplica a haste intramedular de forma normógrada em sentido próximo-distal (Ostrum e Levy 2005; Neumayer et al. 2013).



Figura 3. Imagens radiográficas de pós-operatório de implantação da HIB-AE, medindo 8 mm de diâmetro e 150 mm de comprimento, em fêmures caninos (cadáver) sem fratura (ex vivo). A) Projeção craniocaudal de fêmures direito e esquerdo com hastes posicionadas desde a fossa trocantérica até a porção proximal da patela. Nota-se presença de três *bolt's* na porção distal do fêmur direito e apenas dois no fêmur esquerdo. Os *bolt's* de ambos os lados apresentavam os seguintes comprimentos (mm), de proximal para distal: 30, 30, 26, 26 e o mais distal do lado direito 22 mm. B) Projeção mediolateral de fêmur esquerdo de cadáver canino com haste intramedular alocada desde a fossa trocantérica até a porção proximal da patela. Nesta projeção não é possível observar os *bolt's*, apenas o orifício mais proximal vazio (seta preta).

Frequentemente, osteossínteses femorais com haste bloqueada em cães geram *recurvatum*, ou alinhamento do eixo femoral, resultante da aplicação de haste reta em um fêmur curvo fraturado (Neumayer et al. 2013, Johnston et al. 2017). Entretanto, no presente estudo, por objetivar apenas a descrição do material e da técnica, não foi promovida fratura (osteotomia) femoral, o que acabou direcionando a fresa contra a cortical cranial do fêmur no terço final da diáfise, ocasionando a lesão supracitada.

Não obstante, também se observou discreto desvio da broca durante a perfuração da cortical *cis*, o que impossibilitou a entrada precisa do *push pull*, havendo a necessidade de aumentar a fresagem do orifício (cortical *cis*) para conseguir bloquear o *push pull* na haste (5/59; 8,47%). Os erros de bloqueio dos parafusos em osteossíntese com haste são um dos complicadores da técnica e causadores de não uniões ósseas devido a maior

instabilidade do foco fraturário. Isso pode ocorrer por folga no acoplamento do guia de perfuração externo, por desvio da haste no interior do osso ou por aplicação de pressão manual exagerada durante a perfuração do orifício, levando ao desvio da broca (Horstman et al. 2004; Wheeler et al. 2004). O desenvolvimento do dispositivo que se acopla à haste para realização da perfuração da cortical *trans* (*push pull*) foi uma importante conquista, pois, com o uso deste, obteve-se perfeito alinhamento para perfuração do orifício da cortical *cis* e, conseqüentemente, perfeito alinhamento ao orifício da haste, garantindo o bloqueio do parafuso sem a necessidade de utilização de fluoroscópio.

Não obstante, ao conectar esse instrumento na haste para a perfuração da cortical oposta (*trans*) proporcionou excelente estabilidade de todo o sistema, ou seja, a haste ficou estabilizada ao osso e aos demais instrumentais de implantação e bloqueio, o que é fundamental para maximizar o perfeito bloqueio de todos os orifícios da haste.

Também ocorreu falha de bloqueio de um *bolt* do sistema em dois fêmures (2/59; 3,38%) (Figura 4A). Este problema ocorreu devido à curvatura do fêmur logo abaixo do trocânter maior, o que levou ao deslizamento da broca no momento da perfuração da cortical *cis*. Todavia, mesmo assim, o *bolt* foi alocado no interior da haste e manteve contato íntimo com ela. Apesar do íntimo contato, o alinhamento do *bolt* foi perdido e sua progressão até o cortical *trans* não foi possível. Ademais, esse foi um dos primeiros casos, devendo também ser considerada a curva de aprendizado da equipe. Corroborando nosso estudo, Dejardin et al. (2019) afirmaram que a evolução dos dispositivos para inserção de haste bloqueada reduziu para menos de 1% esse tipo de complicação quando usaram o modelo I-loc, proposto por eles.

Este estudo mostrou que a aplicação dessa nova metodologia de bloqueio de haste aliada aos implantes propostos é factível. Já foi demonstrado por vários estudos que a redução da movimentação na interface implante de bloqueio-haste proporciona maior estabilidade à construção (Kaspar et al. 2005; Garlock et al. 2012; Dejardin et al. 2014; Rosa et al. 2019).

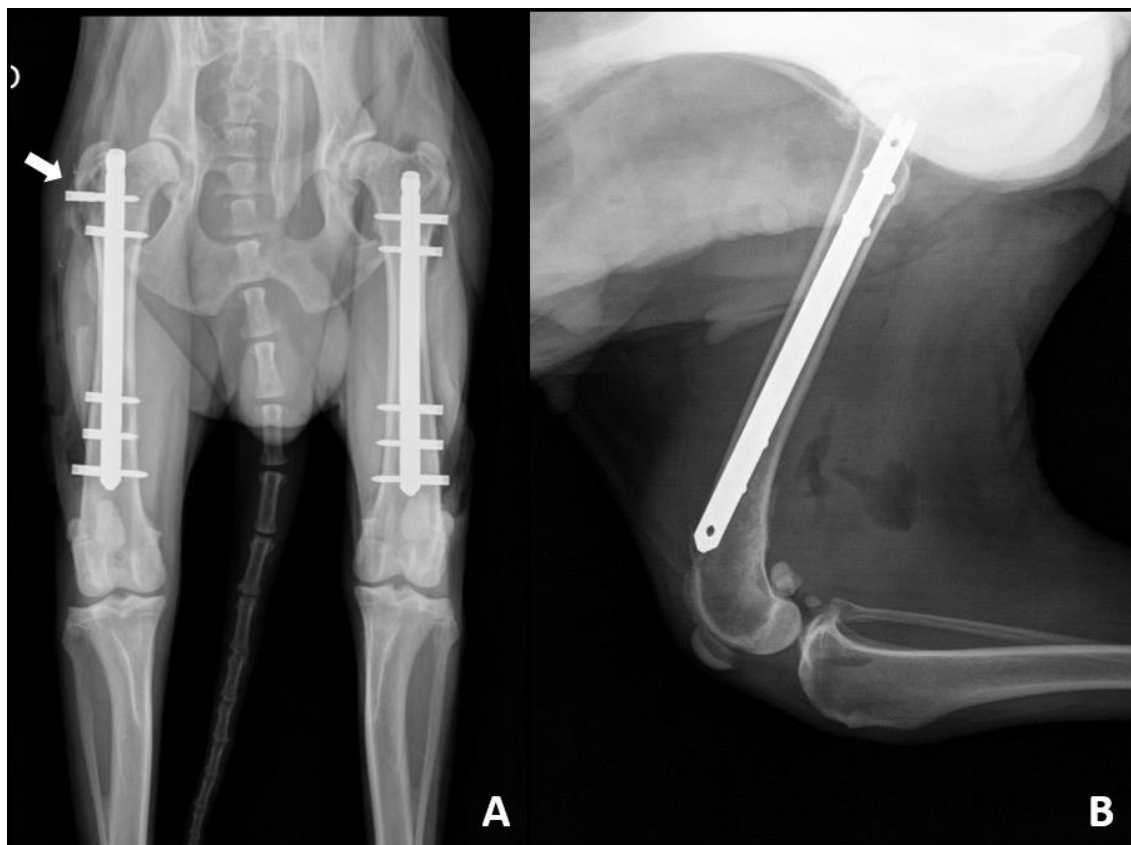


Figura 4. Imagens radiográficas de fêmures canino(cadáver). A: Observa-se haste intramedular bloqueada (HIB-AE) de 8 mm x 150 mm em ambos os fêmures, cada uma com dois *bolt*'s proximais e três distais. Nota-se que o *bolt* proximal da haste femoral direita (seta branca) não está completamente bloqueado como os demais. B: Observa-se HIB-AE, com sua porção proximal na fossa trocantérica e sua porção distal avançando os limites da cortical óssea cranial. Ademais, pode-se observar ausência do último *bolt*. Este problema ocorreu, pois, a perfuração do canal medular não acompanhou o *procurvatum* anatômico da porção distal do fêmur canino em tela, associado à ausência de linha de fratura que poderia ter minimizado tal problemática.

Com base neste conceito, bem como no modelo proposto nesse estudo, várias modificações e novas opções de bloqueio têm sido desenvolvidas para aumentar a estabilidade do implante e incluem diferentes arranjos dos implantes de bloqueio (por exemplo, parafusos alocados de maneira ortogonal ou aumento da distância entre os parafusos de um mesmo fragmento ósseo, de maneira que sejam alocados mais próximos à fratura e, desta forma, reduzam a área de trabalho), bloqueio em ângulo estável, aumento do número de parafusos e utilização de parafusos bloqueados (por meio de orifícios rosqueados ou *bolts*) (Burns et al. 2011; Freeman et al. 2011; Wolinsky et al. 2011; Wahnert et al. 2012; Dejardin et al. 2014; Hoffman et al. 2015).



Algumas complicações relatadas na literatura e relacionadas à aplicação de hastes intramedulares bloqueadas são a quebra da broca ou parafusos e fissuras ósseas (Wheeler et al. 2004). Contudo, essas não foram observadas em nenhum dos 12 casos operados na presente pesquisa.

Algumas das limitações observadas neste estudo incluem a incapacidade de avaliação pós-operatória em longo prazo (atividade óssea) em detrimento ao uso de cadáveres, permitindo apenas a avaliação da implantação e exequibilidade da técnica. Além disso, por se tratar de um modo de implantação totalmente novo, o cirurgião não possuía experiência prévia e a curva de aprendizado ainda estava em evolução. Portanto, alguns erros podem estar relacionados à curva de aprendizado e não a técnica propriamente dita. Ainda poderia se ter promovidos fraturas no osso, a fim de fazer uma avaliação mais fidedigna dos erros de bloqueio e complicações que ocorreram devido ao osso não estar fraturado.

Além disso, pensa-se em modificar o designe do *bolt*, para que sua porção final seja completamente lisa e com diâmetro semelhante ao da alma das roscas da segunda porção, eliminando o ponto de fragilidade que existe entre essas duas porções. Ademais, são necessários estudos complementares para avaliação biomecânica da técnica e implantes propostos, além de posterior avaliação clínica em pacientes caninos.

## CONCLUSÃO

O presente estudo mostrou que a técnica proposta é factível, é de fácil aplicabilidade no fêmur canino, e apresenta mínimas complicações. Os novos dispositivos desenvolvidos (*push pull* e roscas nas luvas e guias externos) facilitaram a inserção dos *bolt's*. Ademais, o modelo desenvolvido apresenta vantagens como a dispensabilidade da fluoroscopia transoperatória.

## Referências

Baki ME, Aldemir C, Duygun F, Dogan A, Kerimoglu G. Comparison of non-compression and compression interlocking nailing in rabbit femoral shaft osteotomy model. *Eklemler Hastalik Cerrahisi*. 2017;28(1):7-12.

Bruckner M, Unger M, Spies M. Early clinical experience with a newly designe nail system- *Targon Vet. Vet. Surg*. 2016;45:754- 763.

Burns GG, Allen MJ, Johnson KA. Influence of Locking *Bolt* Location on the Mechanical Properties of an Interlocking Nail in the Canine Femur. *Vet. Surg.* 2011;40:522-530.

Dejardin LM, Cabassu JB, Guillou RP, Villwock M, Guiot LP, Haut C. In Vivo Biomechanical Evaluation of a Novel Angle-Stable Interlocking Nail Design in a Canine Tibial Fracture Model. *Vet. Surg.* 2014;43:271-281.

Dejardin LM, Perry KL, Von Pfeil DJF, Guiot LP. Interlocking nails and minimally invasive osteosynthesis. *Vet. Clin. North. Am. Small Anim. Pract.* 2019;50:67-100.

Freeman AL, Craig MR and Schmidt AH. Biomechanical comparison of tibial nail stability in a proximal third fracture: do screw quantity and locked, interlocking screws make a difference? *J. Orthop. Trauma.* 2011;25:333–339.

Garlock NA, Donovan J, LeCronier DJ, Houghtaling J. A modified intramedullary nail interlocking design yields improved stability for fatigue cycling in a canine femur fracture model. *Proc IMechE Part H J Eng Med* 2012;226:469–476.

Hoffmann S, Gerber C, Oldenburg GV, Kessler M. Effect of angular stability and other locking parameters on the mechanical performance of intramedullary nails. *Biomedizinische Technik* 2015;60:157–164.

Horstman CL, Beale BS, Conzemius MG, Evans R. Biological Osteosynthesis Versus Traditional Anatomic Reconstruction of 20 Long-Bone Fractures Using an Interlocking Nail: 1994–2001. *Vet. Surg.* 2004;33:232-237.

Kaspar K, Schell H, Seebeck P, et al. Angle stable locking reduces interfragmentary movements and promotes healing after unreamed nailing. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2005; 87:2028–2037.

Lansdowne JL, Sinnott MT, Dejardin LM, Ting D, Haut RC. In vitro mechanical comparison of screwed, *bolted* and novel interlocking nail system to buttress plate fixation in torsion and mediolateral bending. *Vet. Surg.* 2007;36:368- 377.

Lewis D, Lutton C, Wilson LJ, Crawford RW, Goss B. Low cost polymer intramedullary nails for fracture fixation: a biomechanical study in a porcine femur model. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 2009;129:817–822.

Mazzocca AD, DeAngelis JP, Caputo AE, Browner BD, Mast JW, Mendes MW Principles of internal fixation. In.: Browner BD, Jupiter JB, Krettek C, Anderson PA *Skeletal Trauma: Basic Science, Management, and Reconstruction.* Filadélfia: Saunders; 2008. pp. 83-141.

Morawska-Chochoć A, Chłopek J, Szaraniec B, et al. Influence of the intramedullary nail preparation method on nail's mechanical properties and degradation rate. *Mater. Sci. Eng. C*. 2015;51:99–106.

Neumayer F, Löcherbach C, McManus J, Chevalley F. Medial femoral condyle fracture as a complication of antegrade intramedullary nailing. *Arch. Orthop. Trauma Surg*. 2013;133:1273-9.

Ostrum RF, Levy MS. Penetration of the distal femoral anterior cortex during intramedullary nailing for subtrochanteric fractures: a report of three cases. *J. Orthop. Trauma* 2005;19:656-60

Patil DB, Adamiak Z, Piórek A. Veterinary interlocking nailing and its augmentation for fracture repair. *Polish J. Vet. Scienc*. 2008;11:187-191.

Penzkofer R, Maier M, Nolte A, et al. Influence of intramedullary nail diameter and locking mode on the stability of tibial shaft fracture fixation. *Arch Orthop Trauma Surg* 2009; 129: 525–531.

Reems MR, Pluhar GE, Wheeler DL. Ex Vivo Comparison of One Versus Two Distal Screws in 8 mm Model 11 Interlocking Nails Used to Stabilize Canine Distal Femoral Fractures. *Vet. Surg*. 2006;35:161-167.

Rosa N, Marta M, Vaz M, Tavares SMO, Simoes R, Magalhães FD, Marques AT. Intramedullary nailing biomechanics: Evolution and challenges. *Proc Inst Mech Eng H*. 2019;233(3):295-308.

Rossig C, Angrisani N, Helmecke P, Besbo S. In vivo evaluation of a magnesium-based degradable intramedullary nailing system in a sheep model. *Acta Biomater*. 2015;25: 369–383.

Suber JT, Basinger RR, Keller WG. Two unreported modes of interlocking nail failure: breakout and screw bending. *Vet. Comp. Orthop. Trauma*. 2002;15(4):228-232.

Wahnert D, Stolarczyk Y, Hoffmeier KL, Raschke MJ, Hofmann GO, Muckley T. The primary stability of angle-stable versus conventional locked intramedullary nails. *Int Orthop*. 2012;36:1059–1064.

Wheeler JL, Stubbs WP, Lewis DD, Cross AR, Parker RB. Intramedullary interlocking nail fixation in dogs and cats: Clinical applications. *Compend Contin Educ Pract Vet*. 2004;26:531.

Wolinsky PR, Dennis D, Crist BD, et al. The biomechanics of varied proximal locking screw configurations in a synthetic model of proximal third tibial fracture fixation. *J Orthop Trauma* 2011; 25: 175–179.

### **CAPÍTULO III – Comparação biomecânica entre haste intramedular bloqueada em ângulo estável e haste modelo padrão em fêmur canino *ex vivo***

\*Este artigo está escrito de acordo com as normas da revista *Veterinary Record*

#### **RESUMO**

*Introdução:* Devido significativo slack remanescente nos modelos de haste bloqueada padrões e demasiado erros de bloqueio, gerando complicações como não união, muitos ortopedistas veterinários reduziram do uso desses implantes em osteossínteses. Visto isso objetivou-se comparar biomecanicamente em teste de falha novo modelo de haste bloqueada em ângulo estável com modelo padrão já conhecido.

*Material e métodos:* Utilizou-se 15 pares de fêmures caninos submetidos a três tipos de teste mecânico (em cada grupo n=5), sendo eles flexo-compressão, flexão mediolateral em dois pontos e torção. Após os testes, obtiveram-se valores de rigidez e de força máxima de resistência a falha. O estudo foi delineado de maneira pareada, sendo que em um fêmur implantava-se haste bloqueada em ângulo estável (grupo H-AE) e no contralateral do mesmo cão, haste modelo padrão (grupo Hp).

*Resultados:* Observou-se diferença significativa entre os grupos apenas em rigidez ao teste de torção e força máxima ao teste de flexão mediolateral em dois pontos, onde os valores de H-AE foram maiores que Hp. Ademais, as falhas observadas no teste de flexo-compressão foram mais acentuadas no Hp.

*Conclusão:* O grupo H-AE não proporciona maior resistência nos testes de flexo-compressão e torção quando comparada a modelo padrão, porém a rigidez durante o teste de torção é importante resultado, já que a folga se encontra principalmente nesse sentido, podendo haver vantagens mecânicas e clínica quando aplicada em pacientes com fraturas ósseas.

## INTRODUÇÃO

Na medicina veterinária de cães e gatos, grande parte das fraturas apendiculares acometem o fêmur, a maioria delas está localizada na região diafisária, devido trauma de alta energia, compondo fraturas de traço múltiplo.<sup>1</sup>

Dessa maneira, têm-se desenvolvido implantes que permitam osteossíntese biológica, principalmente em fratura cominutivas, em que não é possível a reconstrução da coluna óssea e aposição perfeita de todos os fragmentos.<sup>2-4</sup> Para que haja formação de calo ósseo mais precoce, além dos fatores biológicos, é necessário promover ambiente mecânico adequado, de maneira que o implante suporte sozinho toda a carga aplicada ao membro até que a formação do calo ósseo ocorra.<sup>5</sup>

Entretanto, os principais modelos de haste intramedular bloqueada até os anos 2000 apresentavam significativa folga (*slack*), entre o parafuso de bloqueio e o orifício na haste a que este é destinado, fazendo com que houvesse instabilidade residual no foco de fratura, o que poderia levar a retardo na reparação óssea.<sup>2</sup> O íntimo bloqueio entre a haste e o parafuso ou *bolt* é necessário para que haja completa anulação das forças a que o foco de fratura é submetido, minimizando o tempo de consolidação óssea.<sup>6</sup>

Visto isso, objetivou-se com esse estudo comparar biomecanicamente modelo de haste intramedular bloqueada em ângulo estável com nova metodologia de bloqueio, com haste bloqueada por parafusos corticais (modelo padrão), implantadas em fêmur canino *ex vivo* com modelo de defeito ósseo, sob força de flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e torção.

## MATERIAL E MÉTODOS

O projeto foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias da Universidade Estadual Paulista, Câmpus de Jaboticabal (Protocolo 5263/17).

### Modelos biomecânicos

Foram utilizados/selecionados 30 fêmures caninos (15 pares) *ex vivo* de cães com massa corpórea entre 20 e 40 kg, após serem admitidos pelos critérios de inclusão propostos. Os 15 pares foram divididos equanimemente em 3 conjuntos, selecionando os pares de dimensões (comprimento e diâmetro do canal medular) similares. Cada cinco pares foram submetidos a um teste mecânico (flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e torção).

Após a coleta, os ossos foram identificados e embalados em recipiente plástico (fêmur direito e esquerdo de cada doador) e, posteriormente congelados em freezer a -20 °C.

Todos os cadáveres utilizados foram a óbito por causas naturais, ou submetidos à eutanásia por causas não relacionadas ao projeto, e os seus tutores os doaram para a Instituição de Ensino onde este estudo fora realizado. Todos os implantes ortopédicos foram utilizados uma única vez.

#### Densitometria óssea

Realizou-se tomografia computadorizada de todos os ossos com aparelho Philips Brilliance de 6 canais.

Utilizou-se o software RadiAnt DICOM Viwer (64-bit) para visibilizar as tomografias, aferir a densitometria óssea e as dimensões ósseas para a escolha das hastes.

Mediu-se a densidade em três pontos da diáfise óssea (proximal, média e distal). Para a porção proximal, posicionou-se a barra logo abaixo do trocânter menor, e para avaliação da diáfise distal, posicionou-se a barra imediatamente acima do sulco troclear, já a densidade da diáfise média foi aferida na altura do istmo femoral. Para cada uma delas aferiu-se a cortical lateral e medial, o mais centralizado possível.

Todos os ossos que apresentaram densidade muito abaixo da média (menor que 800 Unidades Hounsfield [HU]), assim como diâmetro do canal medular inferior ou superior aos demais daquele grupo, foram excluídos do estudo.

#### Escolha dos implantes e divisão dos grupos

Os implantes foram solicitados sob medida, de acordo com o comprimento e diâmetro do canal medular femoral. As hastes deveriam ocupar pelo menos 80% do diâmetro do canal medular do fêmur, e seu comprimento ser mensurado desde a fossa trocantérica até a metáfise/epífise distal, logo proximal ao sulco troclear.

Para as aferições das medidas e uso dos *templates* (fornecido pela empresa fabricante com detalhamento das dimensões) sobre a imagem para facilitar a escolha do implante mais adequado, utilizou-se a tomografia computadorizada em tamanho real no corte sagital e longitudinal.

Os grupos (tipo de teste biomecânico) foram divididos de acordo com o tamanho dos implantes, de maneira que se agrupou cinco pares de fêmures que comportassem

hastes do mesmo diâmetro e comprimento para cada força. Aqueles ossos que não comportaram implantes do mesmo tamanho que os outros, foram descartados.

O estudo foi realizado de maneira pareada, sendo utilizado no fêmur direito de um cão um implante e no lado oposto outro implante. A escolha de qual implante seria alocado em cada lado foi feita de maneira totalmente casualizada por meio de sorteio.

#### Implantes ortopédicos utilizados

Todos os implantes ortopédicos utilizados nesse estudo foram confeccionados em aço 316L pela empresa Cãomédica. Os implantes utilizados estão dispostos na Tabelas 1 separados por grupo e tipo de teste biomecânico.

**Tabela 1.** Disposição dos implantes ortopédicos (comprimento e diâmetro) utilizados em cada grupo de avaliação (Haste em ângulo estável [H-AE] e Haste padrão [Hp]) e cada tipo de teste biomecânico (flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e torção).

|                                    | Grupo H-AE                                | Grupo Hp                                           |
|------------------------------------|-------------------------------------------|----------------------------------------------------|
| Flexo-compressão                   | Haste 6 Ø x 135 mm; <i>bolt</i> de 3 mm Ø | Haste 6 Ø x 135 mm; parafuso convencional 2,7 mm Ø |
| Flexão lateromedial em dois pontos | Haste 8 Ø x 150 mm; <i>bolt</i> de 4 mm Ø | Haste 8 Ø x 150 mm; parafuso convencional 3,5 mm Ø |
| Torção                             | Haste 8 Ø x 135 mm; <i>bolt</i> de 4 mm Ø | Haste 8 Ø x 135 mm; parafuso convencional 3,5 mm Ø |

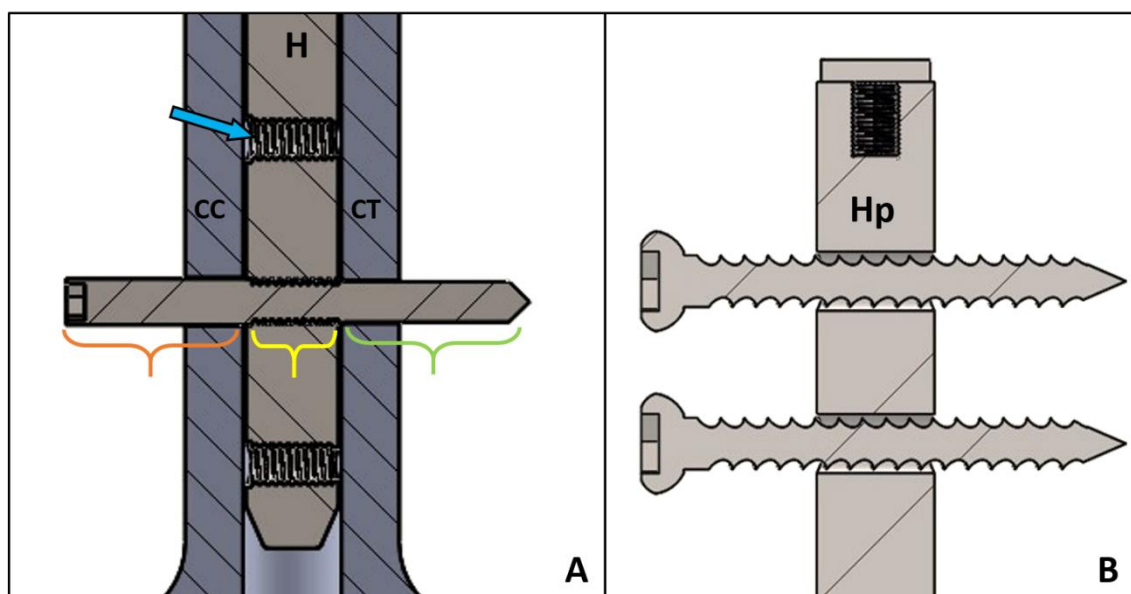
#### Preparação dos corpos de prova

Os espécimes foram mensurados macroscopicamente com régua milimetrada e, em seguida, realizou-se dois cortes transversais pré-determinados na diáfise média, com auxílio de serra manual. A diáfise foi dividida em cinco partes, sendo que a primeira osteotomia se iniciava na terceira delas, de proximal para distal. A distância entre as duas osteotomias foi de 20 mm, para mimetizar fratura cominutiva (modelo de falha óssea). Ambos os cortes foram procedidos de lateral para medial e contemplaram cerca de 80% do diâmetro ósseo, mantendo a cortical medial intacta, a fim de não perder o comprimento ósseo, mantendo os fragmentos proximal e distal estáveis temporariamente. Desta forma, os implantes de ambos os grupos puderam ser adequadamente alocados. Para a alocação

dos implantes, o osso era fixado à morsa, com a face lateral do fêmur voltada para o operador.

#### Implantação do grupo H-AE

Nesse sistema o (*bolt*) possuía três porções de diferentes design, sendo a primeira delas totalmente lisa com 3 ou 4 mm de diâmetro (para HIB de 6 e 8 mm, respectivamente), a segunda porção era rosçada, com roscas idênticas às roscas presentes no orifício da haste, sendo este o método de bloqueio. Já a terceira porção, também lisa, apresentava diâmetro menor que a primeira, porém igual ao da alma da segunda porção



**Figura 1.** A: Imagem computacional do modelo de *bolt* bloqueado na haste (H) desenvolvidos para este estudo aplicados em osso. Nota-se que o bolt apresenta três porções, sendo a primeira (chave laranja) lisa com presença de orifício hexagonal para encaixe na chave e encontra-se apoiada à cortical *cis* (CC); a segunda (chave amarela) apresenta roscas idênticas às roscas da haste (seta azul), onde há o bloqueio do sistema; e a terceira (chave verde), também lisa, com diâmetro semelhante ao diâmetro da alma da rosca da segunda porção apoiada a cortical *trans* (CT). B: Imagem computacional do parafuso inserido na haste padrão (Hp). Nota-se que não há íntimo bloqueio entre o orifício da haste e o parafuso, havendo uma folga de 0,5 mm entre os dois dispositivos.

O osso foi perfurado através da fossa trocantérica, inicialmente com broca de 4 mm de diâmetro com auxílio de furadeira de baixa rotação, em seguida foram utilizadas manualmente, de forma progressiva, brocas de 6, 7 e 8 mm manualmente, ressalta-se que esses diâmetros se encerravam com respectivo diâmetro das hastes.

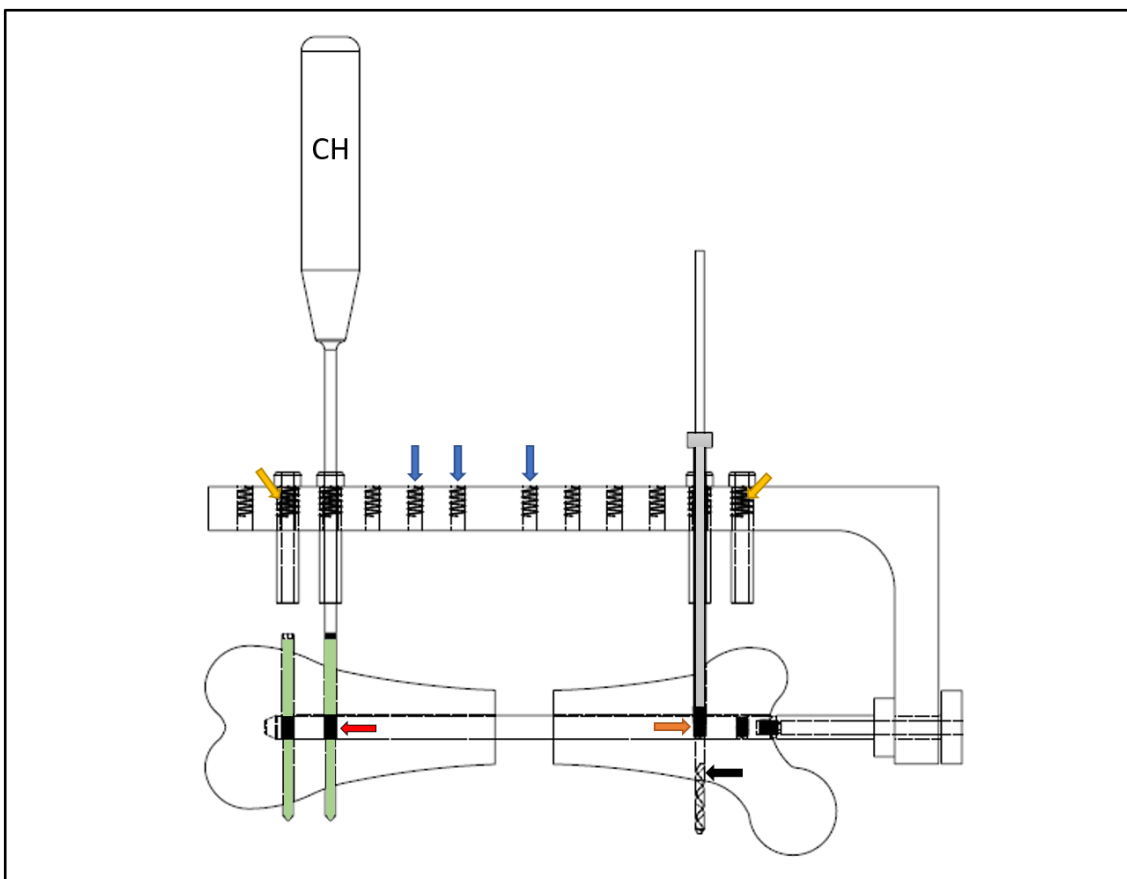


Em seguida a haste foi conectada ao cachimbo e ao aplicador e inserida de forma manual (normógrada) até que estivesse totalmente introduzida no canal medular femoral, ato contínuo, o aplicador foi removido e a haste conectada ao guia de perfuração externo.

Após a colocação do guia externo, foi acoplado a ele, por meio de roscas, quatro luvas e dentro destas os guias de broca denominados “*push pull*”, dois distais e dois proximais à falha óssea. Em seguida, foi perfurada a primeira cortical óssea (cis – cortical lateral femoral), com broca de 2,5 mm (haste de 8 mm) ou 2 mm (haste de 6 mm), através do *push pull*, logo após, esse instrumental era retirado e, utilizando-se broca de 4 mm (hastes de 8 mm) ou 3 mm (hastes de 6 mm) através da luva, com auxílio de furadeira de baixa rotação, realizava-se a perfuração da cortical óssea cis aumentando, desta forma, o orifício previamente manufaturado.

Logo após, o *push pull* foi novamente introduzido na luva e, transpassando a cortical óssea, foi rosqueado à haste (Fig 2), uma vez que em sua extremidade possuía roscas condizentes para ser bloqueado temporariamente no orifício da haste. Broca de 3,5 mm de diâmetro (haste de 8 mm) ou de 2,5 mm (haste de 6 mm) foi introduzido através do *push pull* (canulado) e se realizava a perfuração da cortical óssea oposta (trans – cortical medial femoral). O diâmetro dessas duas brocas era equivalente ao diâmetro da terceira porção distal do *bolt* utilizado em cada haste (6 ou 8 mm).

O mesmo procedimento foi realizado nos outros três orifícios da haste. Em seguida, o *push pull* proximal foi retirado e o *bolt* de bloqueio foi inserido na luva juntamente com a chave de aperto para a realização do bloqueio da haste (Fig 2). Os demais bloqueios foram realizados da mesma forma.



**Figura 2.** Imagem computacional da implantação de haste bloqueada em ângulo estável (H-AE). Nota-se a presença de roscas internas nos orifícios do guia externo (setas azuis), que se rosqueiam as luvas (setas amarelas). O *push pull* (cinza) passa através da luva e é acopla à haste por meio de roscas idênticas nos dois instrumentos (seta laranja), a broca, por sua vez, passa através do *push pull* para perfuração precisamente centralizada da cortical *trans* (seta preta). Após essa etapa, o *push pull* é removido e a chave aplicadora (CH) juntamente ao *bolt* são passados através da luva e este é rosqueado à haste (seta vermelha).

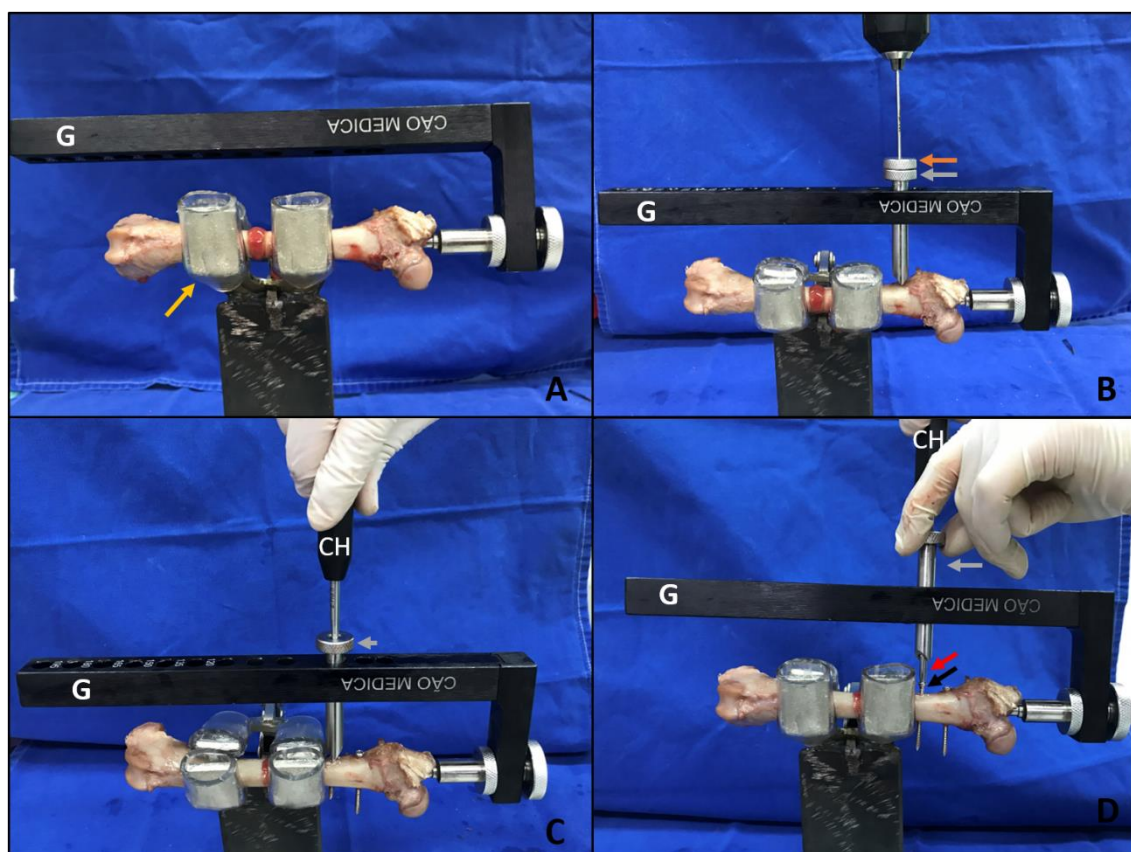
Terminada a colocação de todos os *bolts*, o parafuso conector, foi removido, bem como o guia de perfuração externo e o cachimbo, permanecendo apenas a haste bloqueada pelos *bolts*.

Posteriormente a colocação dos implantes, realizou-se, com serra manual, o término dos cortes ósseos, promovendo a falha óssea diafisária. Em seguida, realizou-se radiografias de ambos os fêmures em projeção craniocaudal e mediolateral para avaliação dos implantes.

#### Implantação do grupo Hp

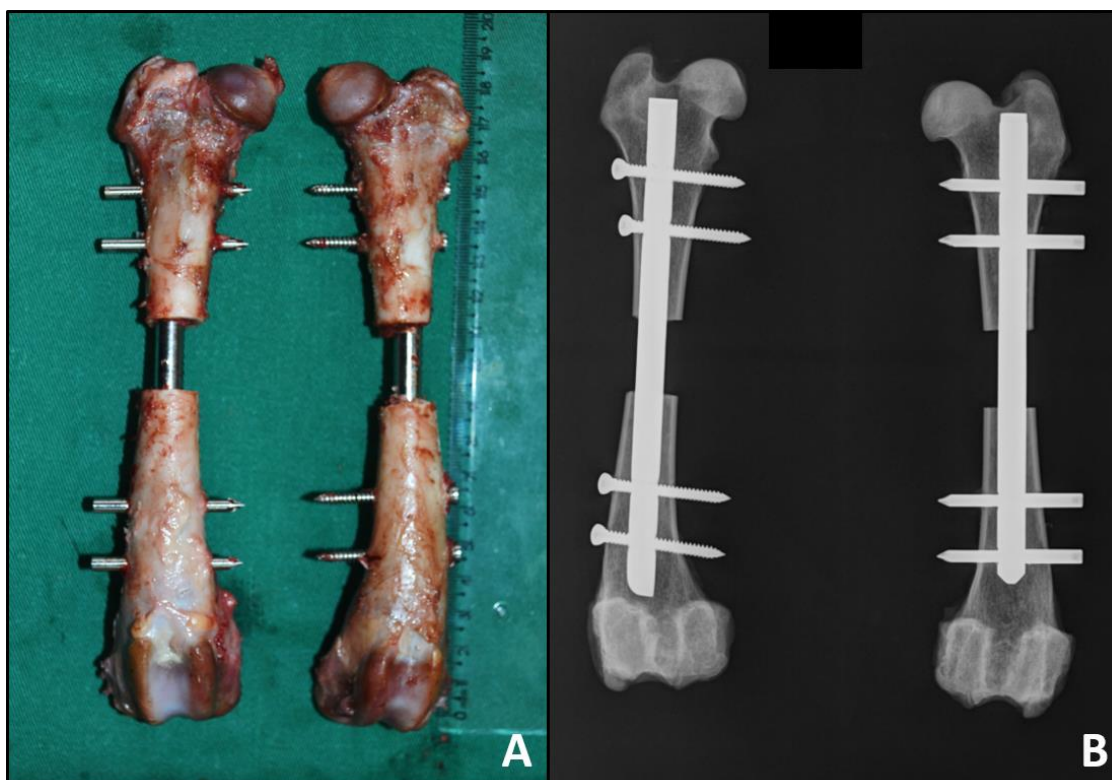
Para o Hp, utilizou-se parafuso convencional e haste com orifício liso (Fig 1B). A implantação da haste, foi realizada perfuração do canal medular femoral, inserção da haste no canal medular, bem como acoplagem do guia externo como descrito no grupo H-AE (Fig 3A).

Em seguida, a luva foi inserida nos orifícios do guia de perfuração externo, coincidentes aos orifícios da haste, e com broca de 2,5 mm (para parafusos de 3,5 mm) ou 2 mm (para parafusos de 2,7 mm), acoplada à perfuradora de baixa rotação, foram perfuradas tanto a cortical óssea *cis*, quanto a cortical *trans* (Fig 3B). Em ato contínuo, o guia de broca era removido, permanecendo apenas a luva, e através dessa a chave hexagonal foi passada, acoplada ao parafuso (3,5/ 2,7 mm), o qual foi inserido no orifício pré-fabricado (Fig 3C e 3D). Após a colocação de todos os parafusos de bloqueio da haste, o guia externo foi removido.



**Figura 3.** Imagens fotográficas da implantação de haste modelo Padrão (Hp) em fêmur canino ex vivo. A: Acoplagem do fêmur e guia externo (G) ao alicate (seta amarela) para manutenção do osso estático, auxiliando na aplicação. B: Colocação da luva (seta cinza) e do guia de broca (seta laranja) no orifício do guia (G) referente ao primeiro orifício da haste e, perfuração com broca acoplada a perfuratriz. C: Aplicação do parafuso no orifício pré-fabricado com auxílio de chave hexagonal (CH) através da luva (seta cinza). D: Detalhe da inserção do parafuso quando se suspende a luva (seta cinza), mostrando a ponta da chave hexagonal (seta vermelha) acoplada ao parafuso (seta preta).

Posteriormente a colocação dos implantes, realizou-se, com serra manual, o término dos cortes ósseos, promovendo a falha óssea diafisária (Fig 4A). Em seguida, realizou-se radiografias de ambos os fêmures em projeção craniocaudal e mediolateral para avaliação dos implantes (Fig 4B).



**Figura 4.** Imagem fotográfica (A) e radiográfica (B) de fêmures após implantação de Hn no lado esquerdo (a direita da imagem radiográfica) e Hp no lado direito (a esquerda da imagem radiográfica). **A:** Notar presença de régua milimetrada mensurando o comprimento total do fêmur e a falha de 20 mm confeccionada iniciando no 3º/5 em relação ao comprimento total dos ossos. **B:** Notar que ambos os grupos apresentam haste com dois bloqueios proximais e dois distais, sendo a haste com a mesma espessura e comprimento, bem como a mesma área de trabalho.

#### Protocolo de testes biomecânicos

Para realização dos testes, promoveu-se inclusão do segmento distal do fêmur com polimetilmetacrilato (PMMA). O fêmur foi inserido em base cilíndrica de metal acoplada a placa de metal, que por sua vez foi acoplada a uma morsa, para que o osso estivesse centralizado na base. O eixo longitudinal do fêmur foi colocado perpendicular à linha horizontal da base e, em seguida, foi inserido quantidade padronizada da mistura de PMMA em forma pastosa (180 g de pó e 45 mL de líquido). desta forma, o osso foi mantido estático até que a mistura tivesse completa polimerização e apresentasse consistência firme, a fim de remover o conjunto (fêmur e PMMA) como um todo.

Para o teste de torção, realizou-se também a inclusão da porção proximal do osso, emblocando-o da mesma forma e com a mesma quantidade de PMMA até o nível do trocânter menor. É importante ressaltar que a porção proximal da haste, que se encontrava exposta, foram cobertos com cera 7 odontológica, a fim de evitar que o PMMA

englobasse os sulcos da haste, evitando, de tal maneira, a interferências no resultado do teste mecânico.

#### Testes biomecânicos

Os ensaios mecânicos foram realizados no Laboratório de Bioengenharia do Depto. de Ortopedia e Anestesiologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Para cada teste foram utilizados cinco pares de fêmur, cada par pertencia ao mesmo cão, de maneira a realizar testes pareados.

Todos os ensaios foram realizados em máquina de ensaios universal, EMIC DL-10000, conectada a um computador com sistema de aquisição de dados. Os dados dos ensaios (força máxima em newtons [N] e rigidez [N/mm]) foram processados e avaliados por meio de gráficos e tabelas obtidos pelo programa TESC<sup>®</sup>.

#### Flexo-compressão

O corpo de prova foi colocado na máquina de testes no sentido vertical com o bloco de PMMA preso por morsa. A força foi aplicada, a partir de um dispositivo cilíndrico conectado à célula de carga no centro da cabeça femoral. O dispositivo acoplava perfeitamente à cabeça femoral. A velocidade do teste foi de 5 mm/minuto, e a célula de carga utilizada foi de 200 kgf. O corpo de prova foi submetido a carga crescente até sua falha (Fig 5A).

#### Flexão lateromedial em dois pontos

Para esse teste, foi removida com serra manual a cabeça femoral e o excedente dos parafusos proximais, de maneira a evitar que esses tocassem a base da máquina de teste, exercendo força de resistência antes da falha do sistema.

O fragmento distal do corpo de prova (côndilos femorais envoltos por solução de PMMA) foi fixado ao cilindro metálico por meio de parafusos dispostos de maneira ortogonal, afim de evitar qualquer folga, e foram posicionados em sentido horizontal, com a face lateral do osso voltada para o rolete aplicador de força (Ø 30 mm). O cilindro, por sua vez, estava acoplado à chapa metálica fixada a base da máquina de teste mecânico (Fig 5B).

A velocidade do teste foi de 5 mm/minuto, e a célula de carga utilizada foi de 200 kgf. A força foi exercida no trocânter maior a 14 cm da base de PMMA, promovendo

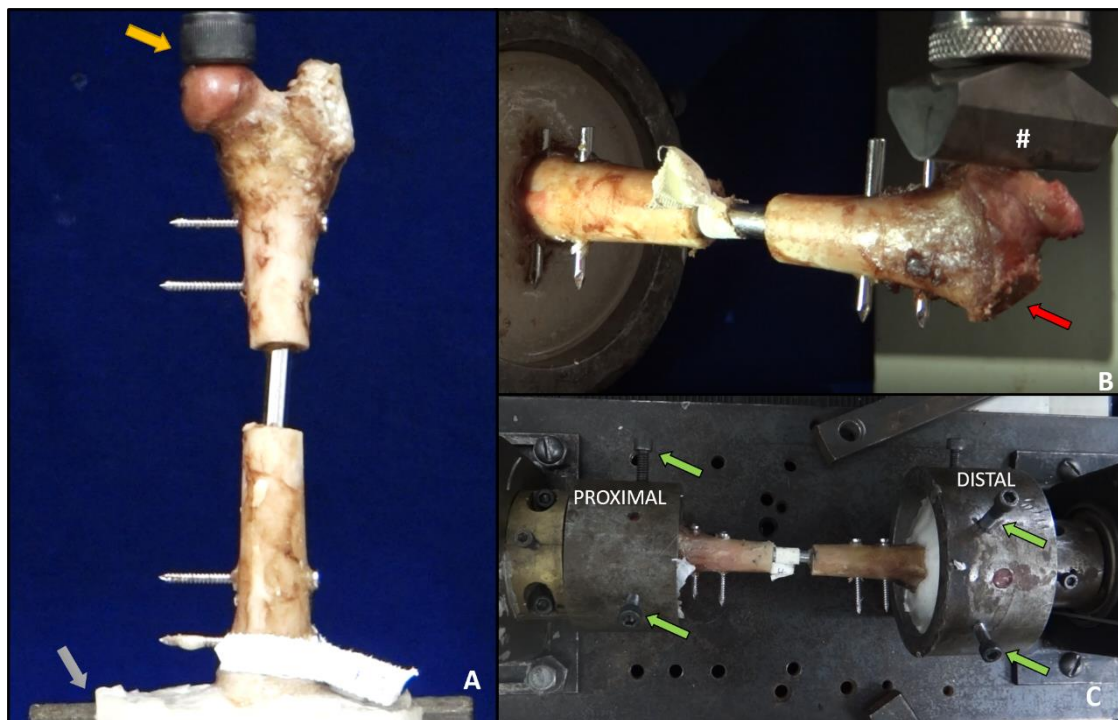
força de flexão lateromedial em dois pontos. Todos os corpos de prova de ambos os grupos foram submetidos a essa carga até a falha.

### Torção

Fixou-se na máquina de ensaio mecânico a placa metálica com dois dispositivos cilíndricos (um cilindro totalmente fixo, e o outro com movimento de rotação no próprio eixo) para fixação do corpo de prova e realização do ensaio. As bases em PMMA foram fixadas para evitar o movimento de rotação entre o cilindro e o PMMA, com parafusos dispostos nos quatro lados passando-os através de orifícios presentes no cilindro e, em seguida, pressionados contra o bloco de PMMA. Um cabo de metal foi acoplado a um desses parafusos que fixava a extremidade distal, e a outra extremidade do cabo foi acoplada a célula de carga da máquina de ensaio mecânico (Fig 5C).

A máquina iniciou o movimento no sentido oposto do corpo de prova, tracionando o cabo e, conseqüentemente, rotacionando a porção distal em relação à proximal, que foi mantida fixa (imóvel) durante todo o teste de torção. A velocidade do ensaio foi de 5 mm/minuto com células de carga de 200 kgf. A rotação foi realizada sempre no sentido interno, ou seja, o fêmur esquerdo foi rotacionado em sentido anti-horário e o direito em sentido horário.





**Figura 5.** Imagens fotográficas de corpos de prova sendo submetidos a testes biomecânicos. Nota-se que na figura A o corpo de prova foi posicionado em sentido vertical, enquanto nos outros testes o posicionamento foi horizontal. **A:** Para o teste de flexo-compressão o bloco de PMMA na porção distal do fêmur foi estabilizado à máquina de ensaios com auxílio de morsa (seta cinza). A aplicação de força foi promovida na cabeça do fêmur pelo rolete, acoplado a parafuso com extremidade semicircular (seta amarela). **B:** Para o teste de flexão lateromedial em dois pontos removeu-se a cabeça femoral (seta vermelha) a fim de evitar sua interferência nos resultados. Corpo de prova foi incluído somente na porção distal do fêmur, sendo essa parte estabilizada, enquanto o aplicador de força liso (#) foi posicionado no trocânter maior a distância de 14 cm da base de PMMA. **C:** Teste de torção. No copo metálico de menor diâmetro encontra-se a porção proximal do fêmur, enquanto no outro, a epífise distal. Setas verdes indicam parafusos para fixação do cilindro de metal ao bloco de PMMA, a fim de evitar movimento de rotação entre eles. O cabo de aço é acoplado ao cilindro distal e promove o movimento de torção desse fragmento em relação ao proximal, que se mantém imóvel (fixo).

#### Pós ensaio mecânico

Após os ensaios mecânicos, realizou-se radiografia em duas projeções (craniocaudal e mediolateral) de todos os corpos de prova, bem como obteve-se fotografias em diversos ângulos. Por meio de ambos os recursos, os pontos de falha e deformações plásticas nos implantes ortopédicos foram avaliados para comparação entre os grupos.

#### Análise estatística

A análise estatística dos valores de rigidez e força máxima foi realizada com auxílio do software Graph Pad Prism 5. Inicialmente foi testada a normalidade dos resíduos (teste de Shapiro Wilk) e homocedasticidade das variâncias (teste de Bartlett de

variância) de todos os parâmetros estudados. As médias de força máxima e rigidez entre os grupos foram comparadas pelo test t pareado. A significância foi fixada para todos os testes em 5% ( $p \leq 0,05$ ).

## RESULTADOS

Quando comparados H-AE e Hp, o primeiro foi significativamente maior em força máxima para a falha na flexão lateromedial em dois pontos e em rigidez no teste de torção, sendo que, nos outros testes, não houve diferença entre os grupos. Os valores das médias e desvio padrão de força máxima e rigidez dos grupos H-AE e Hp em cada força estão dispostos na Tabela 2.

**Tabela 2.** Resultados dos testes biomecânicos (média, desvio padrão e valor de P) de força máxima e rigidez de cada grupo (Haste em ângulo estável [H-AE] e Haste padrão [Hp]) em cada força testada (flexo-compressão; flexão lateromedial em dois pontos e torção). Diferença significativa entre os grupos foi sinalada com asterisco (\*).

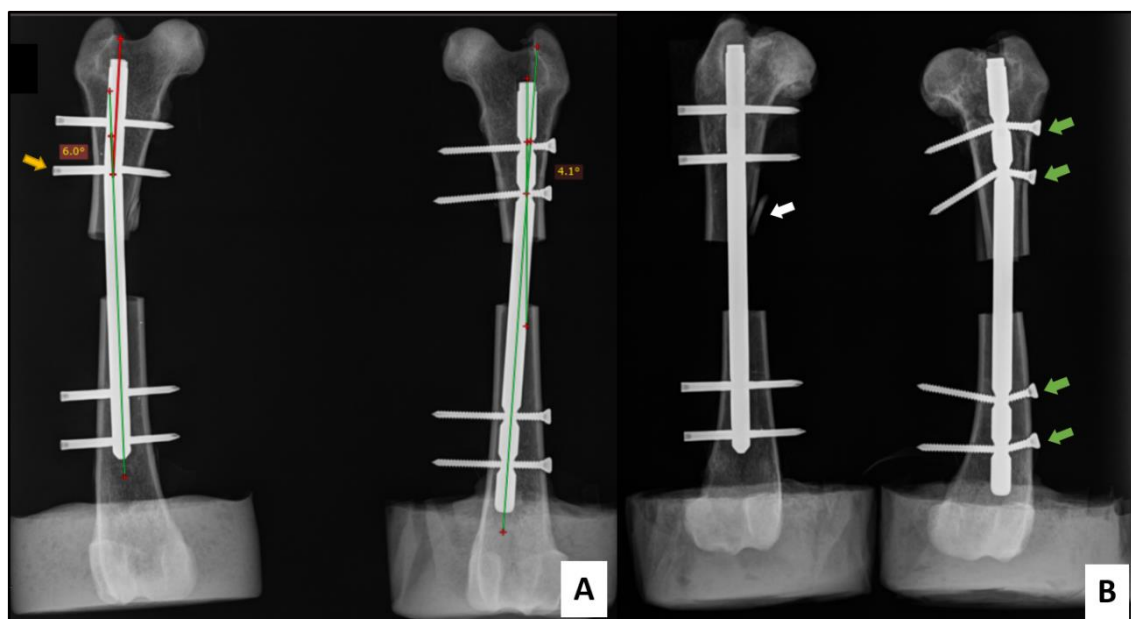
|                                                         | H-AE<br>(MÉDIA ± DP) | HP<br>(MÉDIA ± DP) | Valor de P |
|---------------------------------------------------------|----------------------|--------------------|------------|
| Flexo-compressão<br>(força máxima)                      | 2066 ±288,1          | 1621 ±447,9        | 0,09       |
| Flexo-compressão<br>(Rigidez)                           | 462,7 ±72,84         | 440,5 ±52,14       | 0,58       |
| Flexão lateromedial em<br>dois pontos<br>(força máxima) | 277,1 ±30,11         | 161,1 ±32,66       | 0,03*      |
| Flexão lateromedial em<br>dois pontos<br>(Rigidez)      | 18,31 ±1,7           | 20,13 ±2,69        | 0,38       |
| Torção<br>(força máxima)                                | 422,3 ±180,8         | 604,9 ±195,7       | 0,14       |
| Torção<br>(rigidez)                                     | 59,8 ±15,74          | 35,11 ±5,51        | 0,01*      |

Os pontos de falha e deformidades plásticas observadas foram o encurvamento das hastes no local do segundo orifício (fragmento proximal), encurvamento dos parafusos e *bolts* e fraturas (Fig 6). Os resultados, tanto das radiografias pós-teste biomecânico como avaliação macroscópica visual dos corpos de prova, estão dispostos na Tabela 3.



**Tabela 3.** Descrição dos locais de falha de cada corpo de prova dividido por grupos (H-AE e HP) e por tipo de teste biomecânico (flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e torção) a que foram expostos. Os valores entre parênteses representam o número de corpos de prova com a devida falha descrita anteriormente em cada subgrupo, devendo totalizar cinco.

| Falhas                             | Grupo H-AE                                                                                                       | Grupo Hp                                                                                                                                         |
|------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Flexo-compressão                   | Encurvamento do 1º e 2º <i>bolt</i> e da haste + fratura (2)<br>Encurvamento de 1 <i>Bolt</i> (1)<br>Fratura (2) | Encurvamento da haste + fratura óssea (2)<br>Encurvamento de todos os parafusos e da haste (2)<br>Fratura óssea + encurvamento de 1 parafuso (1) |
| Flexão lateromedial em dois pontos | Fratura longitudinal medial (5)                                                                                  | Fratura longitudinal medial (5)                                                                                                                  |
| Torção                             | Fratura longitudinal medial (5)                                                                                  | Fratura longitudinal medial (5)                                                                                                                  |



**Figura 6.** Imagens radiográficas (projeção craniocaudal) após teste de flexo-compressão. Corpos de prova do grupo de haste padrão (Hp) estão à direita e do grupo de haste bloqueada em ângulo estável (H-AE) à esquerda de cada imagem. **A:** Nota-se o encurvamento em ambas as hastes no mesmo ponto (segundo orifício de proximal para distal) e o ângulo permanente até a falha, H-AE: 6,0° e Hp: 4,1°, também é possível observar nessa imagem o encurvamento do *bolt* mais próximo à falha óssea no fragmento proximal (seta amarela). **B:** Evidencia-se principalmente a falha catastrófica evidente de todos os parafusos do sistema Hp (setas verdes), bem como encurvamento da haste também nesse corpo de prova, já o espécime do H-AE falhou por fratura óssea no fragmento proximal (seta branca).

## DISCUSSÃO

A evolução na implementação de parafusos transversais à haste com intuito de conferir maior estabilidade quando comparada aos pinos intramedulares já foi mostrada por diversos autores, entretanto, ainda existe em muitos modelos *slack* residual devido ao diâmetro do implante de bloqueio ser menor que o orifício da haste, havendo, ainda, complicações como união retardada e não união óssea.<sup>2 5</sup> A movimentação exacerbada do foco da fratura (alto *strain*) pode levar a não união óssea, outrossim, a função ponte da haste bloqueada não visa estabilidade absoluta.<sup>3 7 8</sup> Dessa forma, o estudo em tela demonstra que a utilização de *bolts* em ângulo estável, pode conferir maior rigidez ao sistema, principalmente na força de torção, onde há principal evidência de folga (*slack*) dos dispositivos, o que poderia ser transposto para casos de rotina que utilizassem esses implantes com o mesmo tipo de fratura.<sup>9-11</sup>

Os fatores que podem influenciar a resistência e rigidez de um implante ortopédico, física e mecanicamente, são o momento de inércia de área (MIA), módulo de elasticidade, área de trabalho, e braço de alavanca (posicionamento do implante em relação ao eixo neutro de forças do osso).<sup>2 5 7 10</sup> No presente estudo, a única distinção dentre os implantes foi o momento de inércia de área dos parafusos (Hp) em relação aos *bolts* (H-AE) (Fig 1), o que nos leva a crer que as diferenças encontradas estão diretamente relacionadas ao dispositivo de bloqueio. Isso pode ser constatado quando observamos os pontos de falhas após o teste de flexo-compressão, onde o dispositivo de bloqueio sofre força de flexão, e a maioria dos parafusos do Hp apresentaram importante dobramento, enquanto os *bolts* do H-AE tiveram pouco ou nenhuma alteração estrutural macroscópica (Fig 6).

Ademais, orifícios vazios na haste podem reduzir o seu momento de inércia de área, bem como ser um local de concentração de estresse e possível ponto falha dentro da construção<sup>12 13</sup>, dessa forma, preferiu-se confeccionar hastes apenas com dois orifícios em cada extremidade e preencher todos eles. Com o uso de *bolts* (H-AE), além de aumentar a rigidez do dispositivo de bloqueio e o contato com a haste, promoveu-se também a redução do diâmetro desses orifícios na haste, para que fosse bloqueado perfeitamente com as roscas presentes na porção central do *bolt*, reduzindo ainda mais esse possível ponto de fragilidade, além de anular o *slack*. Como prova disso, pode-se observar que o local de encurvamento das quatro hastes do Hp no teste de flexo-compressão foi exatamente no orifício proximal mais perto da falha óssea, portanto, podemos afirmar que esse é um dos principais pontos de fragilidade desse sistema, apesar

de duas hastes do grupo H-AE também sofrerem dobramento no mesmo local quando submetidas ao mesmo teste mecânico (Fig 6A).

Diversas têm sido as tentativas para redução da instabilidade residual presente nas hastes intramedulares bloqueadas no intuito de aumentar a estabilidade desses implantes, tanto na medicina quanto na medicina veterinária, semelhante ao proposto pela nossa equipe, vários autores desenvolveram haste intramedular bloqueada de ângulo estável com intuito de reduzir ao máximo o slack por meio do íntimo contato do *bolt* com a haste.<sup>6</sup><sup>9 11</sup> Esses autores afirmaram que isso reduziu significativamente a deformidade angular da construção, levando a redução da micromovimentação do foco de fratura. Outrossim, a aplicação de *bolts* ao invés de parafusos, aumenta a rigidez do sistema, pois os primeiros apresentam diâmetro maciço (alma) maior, sendo mais resistentes às forças em que o dispositivo é mais exigido como, por exemplo, durante a força de torção.<sup>2 14</sup>

Um grupo de pesquisa mostrou que hastes bloqueadas de ângulo estável podem apresentar até o dobro da rigidez durante testes de compressão axial, quando comparada a modelo padrão,<sup>15</sup> entretanto, assim como em nosso estudo, outros autores não encontraram diferenças tão significativas em testes cíclicos de falha sob compressão axial com modelo de fratura cominutiva em ossos humanos.<sup>16-18</sup> outros autores afirmam que a utilização de hastes bloqueadas em ângulo estável reduz a folga observada nos modelos padrões, porém não aumenta a resistência e rigidez de maneira significativa quando comparou os dois modelos em teste de compressão axial, flexão e torção. Sendo necessário combinar técnica de bloqueio em ângulo estável com arranjo adequando e maior número de parafusos quando se deseja um implante mais estável e rígido.<sup>4</sup>

No teste mecânico de falha não se consegue calcular o slack de cada corpo de prova, entretanto, observamos que a rigidez do H-AE em força de torção foi significativamente maior que do Hp, uma vez que o *bolt* tinha íntimo contato com a haste, de maneira a apresentar maior resistência a deformidade do corpo de prova quando aplicada a carga, como já explanado anteriormente por outros autores.<sup>2 6 11</sup>

Ao tentar aumentar a resistência do sistema adicionando um parafuso ortogonal no fragmento distal do fêmur de humanos, ao realizar análise tridimensional por elementos finitos em carga fisiológica de compressão axial, um estudo constatou não haver diferença entre o grupo com dois parafusos em sentido mediolateral e o grupo com a adição de um parafuso em sentido craniocaudal, esses mesmos autores observaram, ainda, que é importante afastar mais os parafusos alocados em um mesmo fragmento, a fim de reduzir a alavanca formada quando a carga é aplicada.<sup>19</sup> Desse modo, é importante

salientar que no sistema em estudo a distância entre o centro dos orifícios em cada extremidade da haste foi padronizada em 11 mm.

Quando comparado haste em aço e titânio em modelos de fraturas distais de fêmur em humanos sob teste de compressão axial sob carga fisiológica, ainda o mesmo estudo citado anteriormente mostrou que o *strain* e a amplitude de micromovimentação axial foram significativamente menores nas construções com aço, independentemente do tamanho do *gap*.<sup>19</sup> O material de todos os implantes no presente estudo foi aço cirúrgico 316L, não sendo o objetivo do estudo avaliar o módulo de elasticidade dos implantes, contudo, isso mostra que para fraturas cominutivas em cães, principalmente de raças pesadas, onde o implante deve suportar toda a carga fisiológica imposta sobre o osso, implantes de aço parecem ser a melhor escolha, pois permitem menor movimentação do foco fraturário.

Nos testes biomecânicos estáticos de falha os implantes devem resistir a carga crescente até que algum dos componentes da construção se rompa, o que configura a falha do corpo de prova.<sup>4 6 12</sup> Dessa forma, ao observar os pontos de falha dos corpos de prova, constatou-se que, nos testes de torção e de flexão lateromedial em dois pontos, todos eles apresentaram falha no osso e nenhuma deformidade foi observada no implante ortopédico. Pode-se explicar esse ocorrido, devido ao índice de resistência do osso ser menor que dos implantes metálicos (cerca de 10% da resistência do aço)<sup>8</sup>, o que implica diretamente na força máxima de resistência do corpo de prova, principalmente porque nesses dois tipos de testes mecânicos o diâmetro dos implantes usados (hastes de 8 mm) foi maior que nos testes de flexo-compressão, onde se observou deformidades nos implantes.

Muitas das falhas dos corpos de prova que foram observadas estão relacionadas a fratura óssea próximo aos implantes, mesmo quando haviam falhas também nas hastes ou parafusos. Ao avaliar mecanicamente o posicionamento dos *bolts* na metáfise ou diáfise óssea em fêmur canino distal, uma pesquisa obteve como resultado maior resistência a falha em teste de torção com *bolt* metafisário, além disso, os autores afirmam que em nove dos 10 espécimes testados com *bolt* diafisário, apresentaram fraturas ósseas, diferente do grupo com *bolts* metafisários<sup>12</sup>, o que corrobora com nosso estudo, já que os *bolts*/ parafusos distais neste estudo foram alocados na diáfise. A literatura cita que fraturas ósseas não são causas comuns de complicações após implantação de hastes intramedulares bloqueadas<sup>13 20 21</sup>, entretanto nesse estudo a carga máxima para que

houvesse falha foi muito alta, diferentemente da carga fisiologica normal a que implantes e ossos são submetidos no pós-operatório.

Como possíveis limitações relacionadas a este estudo podemos citar a incapacidade de avaliação objetiva do slack presente em cada sistema devido ao tipo de teste aplicado, para tanto, testes não destrutivos deveriam ter sido aplicados. Restando a avaliação da rigidez e força máxima de resistência a falha de cada construção, sendo que o índice de resistência ósseo menor que dos implantes propriamente dito pode ter influenciado nos resultados. Outrossim, o estudo foi realizado em espécimes cadavéricos, não havendo 100% de padronização, apesar da escolha do comprimento e diâmetro ósseos mais semelhantes possível em cada tipo de teste realizado. Ademais, estudos clínicos são necessários para avaliar a capacidade de reparação óssea em pacientes submetidos a osteossíntese com este sistema de implantação e *bolt* proposto.

## CONCLUSÃO

A haste bloqueada em ângulo estável não proporciona maior resistência quando comparada a modelo padrão, porém ela foi mais rígida no teste de torção, ademais o sistema Hp foi considerada um sistema mais tenaz, devido encurvamento mais evidente dos parafusos.

## REFERÊNCIAS

1. Haaland PJ, Sjostrom L, Devor M, Haug A. Appendicular fractures repair on dogs using the locking compression plate system: 47 cases. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2009;22:309–315.
2. Dejadin LM, Perry KL, Von Pfeil DJF, Guiot LP Interlocking nails and minimally invasive osteosynthesis. *Vet Clin Samll Anim* 2020;50:67-100.
3. Elliotti DS, Newman KJH, Forward DP, Hahn DM, Ollivere B, Kojima K, Handley R, Rossiter ND, Wixted JJ, Smith RM, Moran CG A unified theory of bone healing and nonunion. *The Bone and Joint Journal* 2016;98:884-891.
4. Hoffmann S, Gerber C, Oldenburg GV, Kessler M. Effect of angular stability and other locking parameters on the mechanical performance of intramedullary nails. *Biomedizinische Technik* 2015;60:157–164.
5. Rosa N, Marta M, Vaz M, Tavares SMO, Simoes R, Magalhães FD, Marques AT. Intramedullary nailing biomechanics: evolution and challenges. *Proc inst mech eng H* 2019;233:295-308.

6. Dejardin LM, Cabassu JB, Guillou RP, Villwock M, Guiot LP, Haut C. In Vivo Biomechanical Evaluation of a Novel Angle-Stable Interlocking Nail Design in a Canine Tibial Fracture Model. *Vet Surg* 2014;43:271-281.
7. Ganesh VK, Ramakrishna K, Ghista DN. Biomechanics of bone-fracture fixation by stiffness-graded plates in comparison with stainless-steel plates. *Biomedical Engeneering* 2005;4:46-60.
8. Macedo AS, Marinho PVT, Dal-Bo IS, Bregadioli T, Diamante G, Fiuza B, Zoppa ALV, Ferrigno CRA. Physics behind the implants used for high strain fractures: literature review. *Braz J Vet Res Anim Sci* 2018;55(1):6-10.
9. Lansdowne JL, Sinnott MT, Dejardin LM, Ting D, Haut RC. In vitro mechanical comparison of screwed, bolted, and novel interlocking nail systems to buttress plate fixation in torsion and mediolateral bending. *Vet Surg* 2007;6:368–377.
10. Marturello DM, Von Pefeil DJF, Dejardin LM Mechanical comparison of two small interlocking nails in torsion, using a feline bone surrogate. *Vet Surg* 2019;49:380-389
11. Ting D, Cabassu JB, Guillou RP, Sinnott MT, Meyer EG, Haut RC, Dejardin LM. In vitro evaluation of the effect of fracture configuration on the mechanical properties of standard and novel interlocking nail system in bending. *Vet Surg* 2009;38:881-887.
12. Burns GG, Allen MJ, Johnson KA. Influence of Locking *Bolt* Location on the Mechanical Properties of an Interlocking Nail in the Canine Femur. *Vet Surg* 2011;40:522-530.
13. Dueland RT, Johnson KA, Roe SC, Engen MH, Lesser AS Interlocking nail treatment of diaphyseal long-bone fractures in dogs. *J Am Vet Med Assoc* 1999;214:59-66.
14. Dueland RT, Vanderby R, McCabe RP. Comparison of interlocking nail screws and bolts: insertion torque, push-out strength, and mode of failure. 13th Annual American College of Veterinary Surgeons Symposium. Washington, DC, October, 2003.
15. Horn J, Linke B, Hoentzsch D, Gueorguiev B, Schwieger K. Angle stable interlocking screws improve construct stability of intramedullary nailing of distal tibia fractures: a biomechanical study. *Injury* 2009;40:767–771.

16. Lenz M, Gueorguiev B, Richards RG, Muckley T, Hofmann GO, Hontzsch D, Windolf M. Fatigue performance of angle-stable tibial nail interlocking screws. *Int Orthop* 2013;37:113–118.
17. Thelen S, Betsch M, Grassmann JP, Spoor V, Eichler C, Koebe J, Windolf J, Hakimi M, Wild M. Angle stable locking nails versus conventionally locked intramedullary nails in proximal tibial shaft fractures: a biomechanical study. *Arch Orthop Trauma Surg* 2012;132:57–63.
18. Wild M, Thelen S, Spoor V, Eichler C, Koebe J, Jungbluth P, Betsch M, Windolf J, Hakimi M. Do locked compression intramedullary nails improve the biomechanical stability of distal femoral fractures? *J Trauma* 2011;70:832.
19. Gabarre S, Albareda J, Gracia L, Puertolas S, Ibarz E., Herrera A. Influence of screw combination and nail material in the stability of anterograde reamed intramedullary nail in distal femoral fractures. *Injury* 2017;S47–S53.
20. Bruckner M, Unger M, Spies M. Early clinical experience with a newly designed nail system- Targon Vet. *Vet Surg* 2011;45:754- 763.
21. Larin A, Eich CS, Parker RB, Stubbs WB. Repair of diaphyseal femoral fractures in cats using interlocking intramedullary nails: 12 cases (1996–2000). *J Am Vet Med Assoc* 2001;219:1098–1104.

## **CAPÍTULO IV – Comparação biomecânica em teste de falha entre haste intramedular bloqueada em ângulo estável e técnica de placa bloqueada e pino intramedular – plate-rod em fêmur canino *ex vivo***

\*Este artigo foi escrito nas normas da revista Plos One

### **Resumo**

Objetivou-se, com esse estudo, comparar biomecanicamente sob força de flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e torção, novo implante de bloqueio assim como sua metodologia de implantação em haste intramedular bloqueada (HIB) e placa bloqueada com pino intramedular (PIM) (*plate-rod*) em fêmur canino *ex vivo*. Utilizou-se 30 pares de fêmur de 15 cadáveres de cães com massa corpórea acima de 20 kg. De forma pareada (fêmur direito x fêmur esquerdo do mesmo cão) os fêmures foram divididos em dois grupos. No primeiro, denominado (Hn), aplicou-se HIM em ângulo estável (HIB-AE), já no segundo (PR) aplicou-se placa e parafusos bloqueados juntamente com PIM com diâmetro variando de 30 a 40% do canal medular (técnica de *plate-rod*). Em todos os corpos de prova promoveu-se falha óssea de 20 mm de comprimento, mimetizando fratura cominutiva da diáfise. Realizou-se teste biomecânico, até a falha dos corpos de prova, de flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e torção (em cada grupo n=5). Foram observados valores de força máxima na falha e rigidez maiores para o grupo Hn nos testes de flexo-compressão ( $p=0,0017$ ;  $p=0,0026$ ), bem como no teste de flexão lateromedial em dois pontos ( $p=0,014$ ;  $p=0,0017$ ) e no teste de torção ( $p=0,038$ ;  $p=0,0012$ ). Com isso, pode-se concluir que os a haste bloqueada em ângulo estável usada neste estudo conferiu maior resistência e rigidez mecânica nos testes avaliados quando comparado a configuração plate-rod com placa bloqueada em fêmures caninos (*ex vivo*) com fratura cominutiva.



## Introdução

A coluna óssea não pode ser reconstruída após uma fratura cominutiva, desta forma, é necessário que o implante ortopédico escolhido para o tratamento suporte sozinho as forças exercidas quando há aplicação de cargas no membro afetado até que se forme o calo ósseo [1]. Entretanto, cerca de 8,5% de complicações relacionadas a falhas dos implantes no pós-operatório são relatadas quando se usa placas e parafusos bloqueados, dentre elas pode-se citar quebra e *pull out* de parafusos e encurvamento da placa [2].

Sabe-se que a maior resistência da haste intramedular bloqueada (HIB) em relação a outros implantes ortopédicos frente a forças mecânicas aplicadas ao osso, principalmente a força de flexão, é decorrente de seu maior momento de inércia de área. Ademais, a haste intramedular bloqueada encontra-se no centro neutro de forças do osso (canal medular), o que lhe confere menor influência sobre a ação do braço de alavanca, comparativamente a outros implantes alocados em regiões excêntricas [1,3].

Apesar dessas vantagens, as placas e parafusos ósseos em função ponte ainda são os principais implantes de escolha para tratamento de fraturas cominutivas em cães e gatos [4]. Isto se deve ao fato de modelos mais antigos de HIB não apresentarem íntimo contato do dispositivo de bloqueio com a haste, ou seja não possuíam bloqueio de ângulo estável, culminando em folga entre o orifício da haste e o implante e bloqueio (*slack*), o que leva a instabilidade da construção e consequentemente retardo na reparação óssea ou mesmo não união óssea [6,7].

Desta maneira, visou-se comparar biomecanicamente, sob força de flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e torção até a falha, HIB com bloqueio de ângulo estável (HIB-AE) utilizando novo implante de bloqueio, assim como

metodologia de aplicação com a configuração de placa bloqueada e pino intramedular (PIM) (*plate-rod*) em fêmures caninos *ex vivo*, como modelo de falha óssea.

## Material e métodos

O projeto foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias da Universidade Estadual Paulista, Câmpus de Jaboticabal, SP, Brasil (Protocolo 5263/17).

## Modelos biomecânicos

Para este trabalho foram selecionados 15 pares de fêmur de 15 cadáveres de cães com massa corpórea acima de 20 kg foram coletados e macerados e posteriormente acondicionados em freezer a -20° C. De forma pareada (fêmur direito x fêmur esquerdo do mesmo cão) os fêmures foram divididos em dois grupos. No primeiro, denominado Grupo HIB, aplicou-se haste intramedular bloqueada de ângulo estável (HIB-AE). A HIB utilizada possuía diâmetro compatível com o canal medular ósseo, bloqueada com dois implantes (bolt) em cada fragmento ósseo (Fig 1). No segundo grupo, denominado Grupo PR, aplicou-se placa bloqueada e dois parafusos bloqueados nas extremidades de cada fragmento ósseo, juntamente com PIM, com diâmetro variando de 30 e 40% do istmo do canal medular (técnica de *plate-rod*) (Fig 1). Realizou-se testes biomecânicos de flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e de torção. Para cada teste biomecânico utilizou-se 5 pares de fêmures (n=5).



**Figura 1.** Imagem radiográfica de um par de fêmures de cão (*ex vivo*) após a aplicação dos implantes ortopédicos no grupo PR (fêmur direito - imagem da esquerda) e do grupo HIB (fêmur esquerdo - imagem da direita). Nota-se que no espécime do grupo PR a placa foi moldada a lateral óssea, dois parafusos foram alocados em cada fragmento ósseo e os orifícios de escolha foram sempre os das extremidades da placa, ademais o pino intramedular ocupava cerca de 30% a 40% do canal medular. Para o Grupo Hn foi usada haste intramedular bloqueada em ângulo estável, maciça e com alocação de dois *bolts* por fragmento ósseo.

Todos os cadáveres utilizados foram a óbito por causas naturais, ou submetidos à eutanásia por causas não relacionadas ao projeto, e os seus tutores os doaram para a Instituição de Ensino.

Os critérios de exclusão para esses modelos envolveram o comprimento ósseo e densidade óssea, para tanto, realizou-se tomografia computadorizada de todos os ossos com aparelho Philips Brilliance de 6 canais.

Utilizou-se o programa RadiAnt DICOM Viwer (64-bit) para visibilizar as tomografias e aferir as dimensões ósseas para a escolha dos implantes, além de aferir a

densitometria óssea, excluindo do estudo o par de fêmures que apresentasse densidades inferiores comparativamente ao seu par.

Aferiu-se a densidade em três pontos da diáfise óssea, sendo todas no corte transverso. Primeiramente posicionou-se o eixo da tomografia na diáfise média do osso e, em seguida, a barra de localização foi posicionada de forma subjetiva (visão do observador) no istmo do osso, dividindo-o em duas partes iguais. Para avaliação da densidade na porção óssea proximal, posicionou-se a barra logo abaixo do trocânter menor, e para avaliação da porção óssea distal, posicionou-se a barra imediatamente acima do sulco troclear. Para cada medida de densitometria, colocou-se o cursor sobre a porção lateral e medial, o mais centralizado possível e, em ato contínuo, definiu-se a média entre as duas medidas para cada osso.

Foram selecionados 30 pares e os demais (pares) que apresentaram densidade significativamente abaixo da média (menor que 800 Unidades Hounsfield [HU]) foram excluídos do estudo.

## **Escolha dos implantes e divisão dos grupos**

Os implantes ortopédicos (hastes e implantes de bloqueio, placas e parafusos bloqueados e PIM) foram solicitados sob medida, de acordo com o diâmetro e comprimento do osso a ser implantado. As hastes deveriam ocupar pelo menos 80% do diâmetro do canal medular do fêmur, e seu comprimento ser mensurado desde a fossa trocantérica até a metáfise distal, logo proximal ao sulco troclear.

Utilizou-se as imagens da TC (RadiAnt DICOM Viwer (64-bit), em tamanho real, no corte sagital para as aferições das medidas juntamente com os templates fornecidos pela empresa fabricante, para que houvesse maior padronização possível entre os grupos

e principalmente entre os pares quanto as dimensões dos sistemas entre cada tipo de implante (HIB-AE e placas bloqueadas).

## Implantes ortopédicos utilizados

Todos os implantes ortopédicos utilizados nesse estudo foram confeccionados em aço 316L (Cãomédica Ltda, Campinas -SP, Brasil). Os modelos ósseos foram agrupados em pares de acordo com o comprimento e diâmetro ósseos, a fim de manter a máxima padronização possível em cada grupo. De tal maneira que para cada teste biomecânico, utilizou-se ossos que albergassem dimensões equivalentes dos implantes ortopédicos HIB de 6 mm e de 8 mm de diâmetro Vs placa do sistema 2,7 mm e 3,5 mm respectivamente, aumentando a padronização entre os pares do mesmo grupo avaliado (Tabelas 1 e 2)

**Tabela 1.** Dimensões dos implantes ortopédicos (comprimento e diâmetro) utilizados em cada grupo de avaliação (HIB e PR) e cada tipo de teste biomecânico (flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e torção).

|                                    | Haste intramedular<br>Bloqueada (HIB)     | Grupo Placa e pino (PR)                                                      |
|------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------|
| Flexo-compressão                   | Haste 6 Ø x 135 mm; <i>bolt</i> de 3 mm Ø | Placa e parafusos bloqueados 2,7 mm com 11 furos; Pino intramedular 2,5 mm Ø |
| Flexão lateromedial em dois pontos | Haste 8 Ø x 150 mm; <i>bolt</i> de 4 mm Ø | Placa e parafusos bloqueados 3,5 mm com 11 furos; Pino intramedular 3,5 mm Ø |
| Torção                             | Haste 6 Ø x 135 mm; <i>bolt</i> de 3 mm Ø | Placa e parafusos bloqueados 2,7 mm com 12 furos; Pino intramedular 2,5 mm Ø |

## Preparação dos corpos de prova

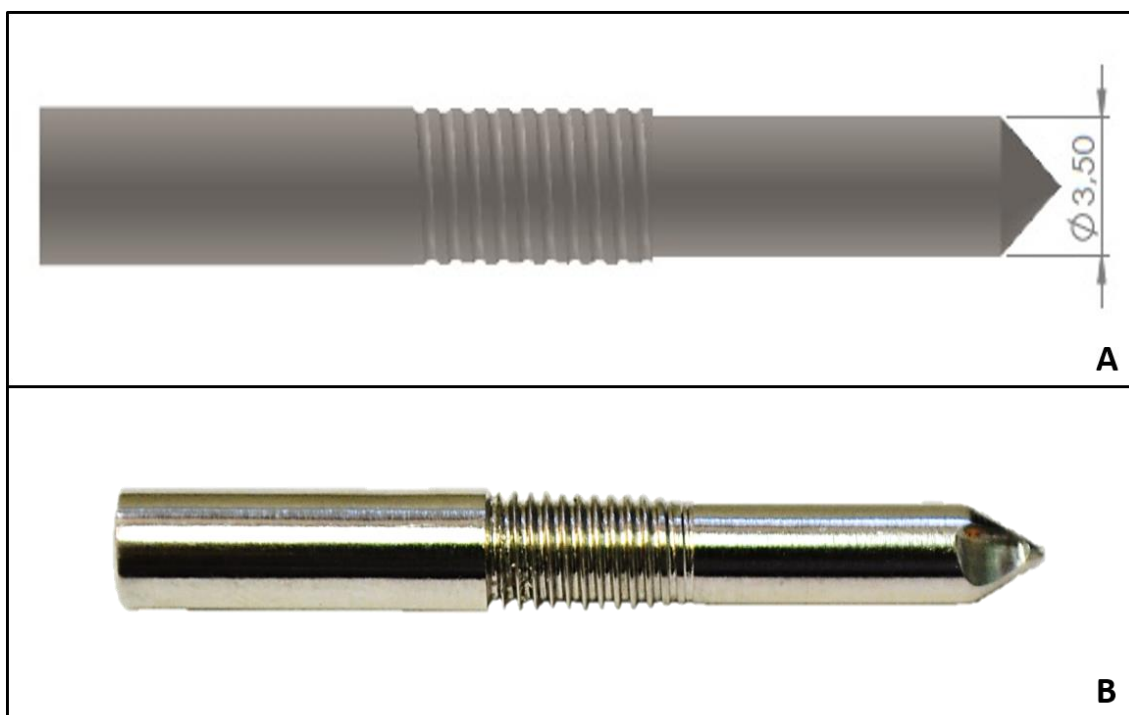
Os espécimes (fêmures) foram mensurados macroscopicamente com régua milimetrada e, em seguida, realizou-se dois cortes transversais pré-determinados na

diáfise média, com auxílio de serra manual. A diáfise foi dividida em cinco partes, sendo que a primeira osteotomia se iniciava na terceira delas, de proximal para distal. A distância entre as duas osteotomias foi de 20 mm, para mimetizar falha óssea (fratura cominutiva). Ambos os cortes foram procedidos de lateral para medial e contemplaram 80% do diâmetro ósseo, mantendo a cortical medial intacta, a fim de não perder o comprimento ósseo, mantendo os fragmentos proximal e distal estáveis temporariamente. Desta forma, os implantes de ambos os grupos puderam ser adequadamente alocados.

Para a alocação dos implantes, o osso era fixado à morsa com a face lateral voltada para o operador. Como o estudo foi realizado de forma pareada, um dos lados do par de fêmures do mesmo animal era implantado, com a HIB-AE e o outro com a técnica *plate-rod*. A escolha do lado a ser colocado cada haste foi de maneira aleatória por meio de sorteio.

### **Implantação do Grupo HIB**

Nesse sistema o implante de bloqueio (*bolt*) possuía três porções de diferentes modelos, sendo a primeira delas totalmente lisa com 3 ou 4 mm de diâmetro (para HIB de 6 e 8 mm, respectivamente), a segunda porção era rosada, com roscas idênticas às roscas presentes no orifício da haste, sendo este o método de bloqueio. Já a terceira porção, também lisa, apresentava diâmetro menor que a primeira, porém igual ao da alma da segunda porção (2,5 ou 3,5 mm para HIB de 6 e 8 mm, respectivamente) (Fig 2).



**Figura 2.** Imagem computacional (A) e fotográfica (B) do bolt desenvolvido para o sistema de haste intramedular bloqueada em ângulo estável (H-AE). Neste sistema o bolt tinha três porções, sendo, da esquerda para direita, a porção mais proximal lisa que apresentava 3 ou 4 mm. A segunda porção (central) era rosqueada, sendo a alma dessa roca de 3,5 ou 2,5 mm e a crista 4 e 3 mm (para o sistema de haste de 8 e 6 mm respectivamente), e a terceira porção, também lisa apresentava diâmetro igual ao da alma da segunda porção.

Iniciava-se a alocação da HIB pela perfuração da epífise proximal femoral com broca (4 mm de diâmetro) através da fossa trocantérica, com auxílio de perfuradora (bateria), em seguida, foram utilizadas progressivamente brocas/fresas manuais de 5, 6, 7 e 8 mm, sempre encerrando com o mesmo diâmetro da HIB previamente planejada para cada osso.

Em seguida a HIB foi conectada ao cachimbo e ao aplicador e inserida de forma manual (normógrada) até que estivesse totalmente introduzida no canal medular femoral, permitindo pelo menos um dos bloqueios proximais e distais alocados na região metafisária, em ato contínuo, o aplicador foi removido e a haste conectada ao guia de perfuração externo.

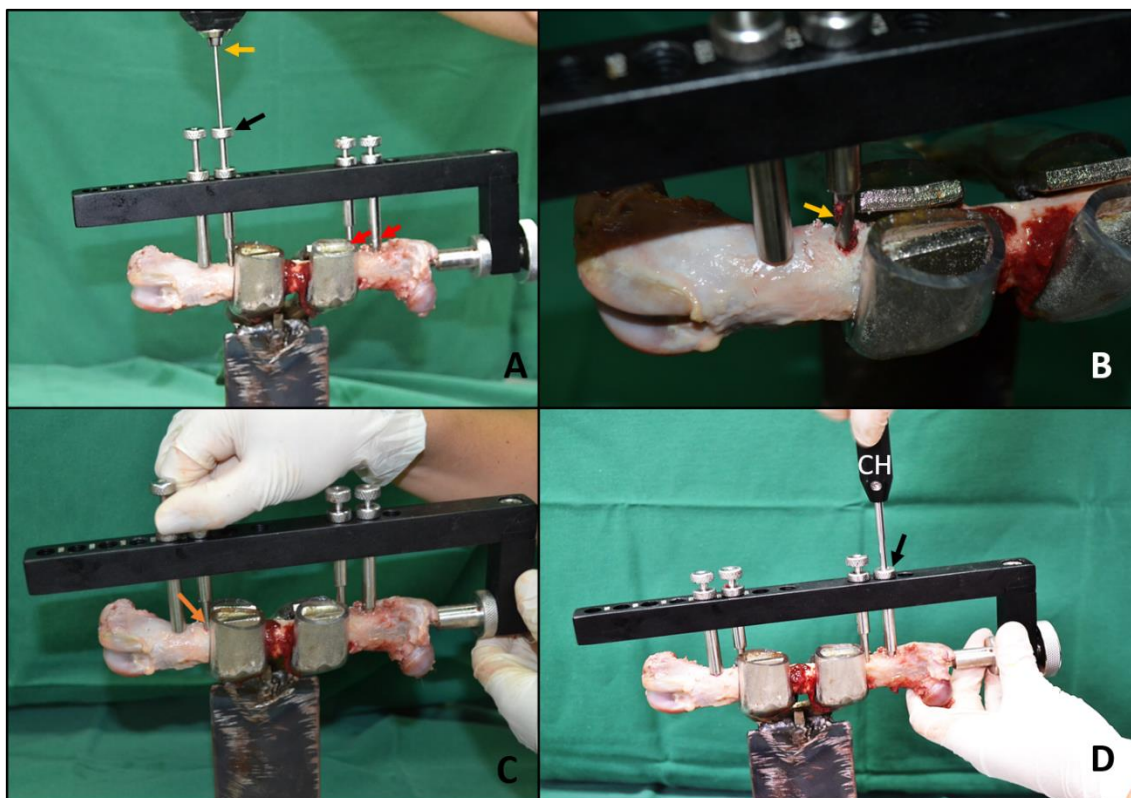
Após a colocação do guia externo, foi acoplado a ele, por meio de roscas, quatro luvas e dentro destas os guias de broca denominados “*push pull*”, dois distais e dois

proximais à falha óssea. Em seguida, foi perfurada a primeira cortical óssea (cis – cortical lateral femoral), com broca de 2,5 mm (haste de 8 mm) ou 2 mm (haste de 6 mm), através do *push pull* (Fig 3A), logo após, esse instrumental era retirado e, utilizando-se broca de 4 mm (hastes de 8 mm) ou 3 mm (hastes de 6 mm) através da luva, com auxílio de furadeira de baixa rotação, realizava-se a perfuração da cortical óssea cis aumentando, desta forma, o orifício previamente manufaturado (Fig 3B).

Logo após o *push pull* era novamente introduzido na luva e transpassando a cortical óssea era rosqueado à HIB (Fig 3C), uma vez que em sua extremidade possuía roscas condizentes para ser bloqueado temporariamente no orifício da haste. Broca de 3,5 mm de diâmetro (haste de 8 mm) ou de 2,5 mm (haste de 6 mm) era introduzido através do *push pull* (canulado) e se realizava a perfuração da cortical óssea oposta (trans – cortical medial femoral). O diâmetro dessas duas brocas era equivalente ao diâmetro da terceira porção do bolt utilizado em cada haste (6 ou 8 mm).

O mesmo procedimento era realizado nos outros três orifícios da haste. Em seguida, o *push pull* proximal era retirado e o *bolt* de bloqueio era inserido na luva juntamente com a chave de aperto para a realização do bloqueio da haste (Fig 3D). Os demais bloqueios eram realizados da mesma forma.





**Figura 3.** Imagens fotográficas da implantação de haste bloqueada em ângulo estável (H-AE). A: Perfuração da cortical cis do terceiro orifício da haste com broca 2,5 mm (seta amarela) acoplada a perfuratriz através do *push pull* (seta preta), notar que os dois primeiros orifícios já estão perfurados e os *push pulls* estão acoplados a haste, por isso estão adentrando o osso (setas vermelhas). B: Broca de 4 mm (seta amarela) alargando o orifício pré-fabricado para possibilitar a entrada do *push pull* na cortical cis. C: Mão do cirurgião inserindo o *push pull* por meio das roscas na haste bloqueada, notar que, assim como os dois *push pulls* proximais, esse está dentro do orifício feito com broca (seta laranja). D: Inserção do primeiro *bolt*, com auxílio de chave hexagonal (CH) através da luva (seta preta).

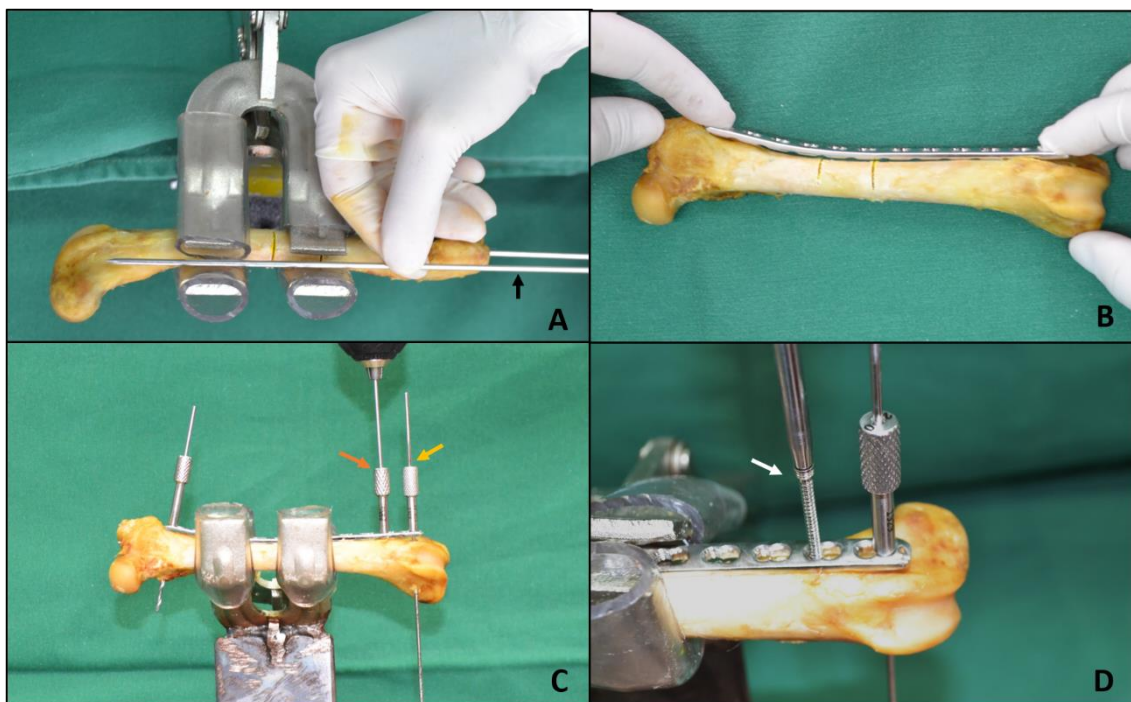
Terminada a colocação de todos os implantes de bloqueio, o parafuso conector, era removido, bem como o guia de perfuração externo e o cachimbo, permanecendo apenas a haste bloqueada pelos 4 bolts.

Em seguida, realizou-se, por meio de serra manual, o término das osteotomias, promovendo a falha óssea diafisária. Procedeu-se, após o término dos bloqueios, radiografias do fêmur (grupo HIB) nas projeções craniocaudal e mediolateral para avaliação do correto posicionamento dos implantes.

## **Implantação do Grupo PR**

O pino intramedular foi introduzido pela fossa trocantérica, por meio de perfuradora (bateria), sua extremidade distal ficou alocado na metáfise/epífise distal femoral (Fig 4A).

Em seguida, a placa foi moldada de acordo com a superfície lateral femoral (Fig 4B), e três guias de perfuração foram rosqueados a ela. Utilizou-se broca de 2 mm para as placas do sistema 2,7 mm e boca de 2,5 mm para as do sistema 3,5 mm. Após a perfuração de ambas as corticais ósseas com broca, foi inserido pino de Steinmann de 2,0 ou 2,5 mm de diâmetro, para placas dos sistemas 2,7 e 3,5 mm, respectivamente, nos orifícios mais distais a falha óssea para impedir qualquer tipo de movimentação da placa comprometendo os bloqueios dos parafusos (Fig 4C). Em seguida, o terceiro orifício era perfurado, macheado e logo alocado o parafuso (Fig 4D), da mesma forma o segundo parafuso era colocado. Então, cada pino era removido e o orifício preparado com o instrumental macho para posterior alocação do parafuso bloqueado (2,7 ou 3,5 mm). Foram alocados dois parafusos em cada fragmento ósseo.



**Figura 4.** Imagens fotográficas da implantação de placa e pino em fêmur canino *ex vivo*. A: Após a inserção do pino intramedular utilizou-se externamente pino idêntico (seta preta) para facilitar a identificação de sua localização no canal medular ósseo. B: Moldagem da placa seguindo a curvatura lateromedial do fêmur, desde o côndilo lateral até o início do trocânter maior. Note a linha da falha óssea já pré-fabricada até a metade da circunferência total da diáfise. C: Aplicação de três guias de broca. Nos dois orifícios distais da placa eram passados, através dos guias de brocas, pinos de Steinmann após perfuração com broca de diâmetro apropriado para cada sistema, no intuito de auxiliar a estabilização da placa antes do bloqueio definitivo com os parafusos. (seta amarela) e o outro realizou-se perfuração das corticais com broca para posterior alocação do parafuso. D: Aplicação de parafuso bloqueado (cabeça rosqueada) (seta branca) com auxílio de chave hexagonal.

Posteriormente a colocação dos implantes, promoveu-se, por meio de serra manual, o término das osteotomias, promovendo a falha óssea diafisária. Realizou-se, após o bloqueio dos parafusos, radiografia do fêmur (Grupo PR) nas projeções craniocaudal e mediolateral para avaliação do correto posicionamento dos implantes e mensuração da área de trabalho em cada grupo.

### Confecção dos blocos de PMMA

Para realização dos testes, promoveu-se inclusão com polimetilmetacrilato (PMMA) do segmento distal do fêmur (epífise) até o sulco troclear de ambos os grupos

avaliados. O fêmur foi inserido em base cilíndrica metálica, perfeitamente fixada em uma placa de metal. Esta placa de metal foi acoplada a uma morsa, para que o osso permanecesse centralizado na base. O eixo longitudinal do fêmur foi colocado perpendicular à linha horizontal da base e, em seguida, foi inserido quantidade padronizada da mistura de PMMA em forma pastosa (180 g de pó e 45 mL de líquido), desta forma, o osso foi mantido estático até que a mistura tivesse completa polimerização e apresentasse consistência firme, logo após, o cilindro de PMMA/fêmur foi removido da base metálica.

Para o teste de torção, realizou-se também a inclusão da porção proximal do osso até o nível do trocânter menor do fêmur, e a confecção do bloco proximal foi procedida da mesma forma e com a mesma quantidade de PMMA. É importante ressaltar que a porção proximal da haste, bem como os parafusos mais distais do PR e a porção distal da placa que se encontrava exposta, foram cobertos com cera 7 odontológica, a fim de evitar que o PMMA englobasse tais porções dos implantes metálicos, evitando, de tal maneira, a interferências nos resultados do teste mecânico.

## **Testes biomecânicos**

Os ensaios mecânicos foram realizados no Laboratório de Bioengenharia do Depto. de Ortopedia e Anestesiologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Para cada teste foram utilizados cinco pares de fêmures, ressaltando que cada par de pertencia ao mesmo cão e representava (direito e esquerdo) o exemplar do grupo PR Vs grupo HIB, de maneira a realizar testes pareados.

Todos os ensaios foram realizados em máquina de ensaios universal, EMIC DL-10000, conectada a computador com sistema de aquisição de dados. Os dados dos ensaios

(força máxima em newtons [N] e rigidez [N/mm]) foram processados e avaliados por meio de gráficos e tabelas obtidos pelo programa TESC<sup>®</sup>.

### **Flexo-compressão**

O corpo de prova foi colocado na máquina de testes no sentido vertical com o bloco de PMMA preso por morsa. A força foi aplicada, a partir de dispositivo cilíndrico conectado à célula de carga no centro da cabeça femoral. O dispositivo acoplava perfeitamente à cabeça femoral. A velocidade do teste foi de 5 mm/minuto, e a célula de carga utilizada foi de 200 kgf. O corpo de prova foi submetido a carga crescente até sua falha (Fig 5A).

### **Flexão lateromedial em dois pontos**

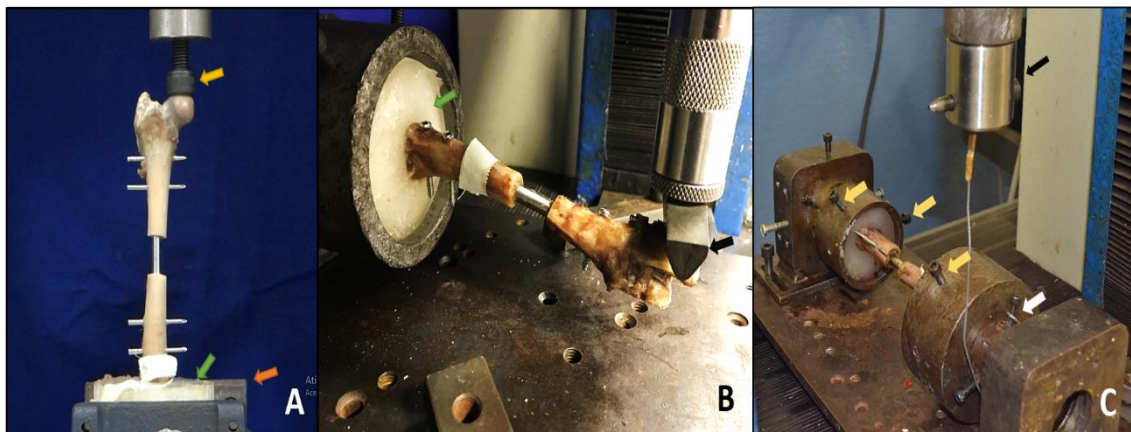
Para esse teste, foi removida com serra manual a cabeça femoral e o excedente dos parafusos proximais, de maneira a evitar tais estruturas tocassem a base da máquina de teste, exercendo força de resistência antes da falha do sistema.

A base cilíndrica de PMMA (envolvendo os côndilos femorais) foi fixado em sentido horizontal a cilindro metálico por meio de parafusos dispostos de maneira ortogonal, a fim de evitar qualquer instabilidade. O cilindro metálico, por sua vez, estava acoplado à chapa metálica fixada a base da máquina de teste mecânico (Fig 5B). Desta forma, o fêmur ficou estabilizado em posição paralela ao solo, com a face lateral do osso voltada ao rolete aplicador de força (Ø 30 mm).

A velocidade do teste foi de 5 mm/minuto, e a célula de carga utilizada foi de 200 kgf. A força foi exercida no trocânter maior a 14 cm da base de PMMA, promovendo força de flexão lateromedial em dois pontos. Todos os corpos de prova foram submetidos a essa carga até a falha.

## Torção

Fixou-se na máquina de ensaio mecânico placa metálica (sentido horizontal) e dois dispositivos cilíndricos metálicos (um cilindro totalmente fixo, e o outro com movimento de rotação no próprio eixo) para fixação do corpo de prova e realização do ensaio. As bases em PMMA foram alocadas no interior dos dispositivos cilíndricos metálicos e fixadas por meio de parafusos passados através de orifícios presentes nos cilindros, no intuito de anular o movimento de rotação entre o cilindro metálico e a base de PMMA. O dispositivo cilíndrico contendo a extremidade proximal femoral foi mantida fixa e cabo de metal foi acoplado aos parafusos do dispositivo cilíndrico contendo a extremidade distal femoral. A outra extremidade deste cabo foi acoplada a célula de carga da máquina de ensaio mecânico (Fig 5C).



**Figura 5.** Imagens fotográficas de corpos de prova sendo submetidos a testes biomecânicos. A: Teste de flexo-compressão. Corpo de prova incluído somente na porção distal do fêmur com PMMA (seta verde), estabilizado à máquina de teste com auxílio de morsa (seta laranja) em posição vertical. Aplicação de força sobre a cabeça femoral pelo rolete, acoplado a parafuso com extremidade semicircular (seta amarela). B: Teste de flexão lateromedial em dois pontos. Corpo de prova em posição horizontal, incluído somente na porção distal do fêmur com PMMA (seta verde), fixado ao cilindro metálico por meio de parafusos. Rolete acoplado a aplicador liso (seta amarela) com distância de 20 cm da base de PMMA, gerando força sobre o trocânter maior na porção lateral do fêmur. C: Teste de torção. Observa-se a base metálica acoplada aos cilindros onde foram incluídas e fixadas ambas as extremidades ósseas, proximal e distal do fêmur. Setas amarelas indicam parafusos para fixação do cilindro de metal ao bloco de PMMA, a fim

de evitar movimento de rotação entre eles. Seta branca mostra a extremidade do cabo metálico acoplada a parafuso da peça no segmento distal, o qual promove o movimento de torção desse fragmento em relação ao proximal, que se mantém imóvel (fixo). Seta preta indica o rolete aplicador de carga, que está acoplado a outra extremidade do cabo metálico e promove a força de tração, girando o fragmento distal medialmente.

A máquina iniciou o movimento, tracionando o cabo, resultando em movimento de rotação do dispositivo cilíndrico (porção distal femoral) enquanto o outro dispositivo cilíndrico mantinha-se imóvel. A velocidade do ensaio foi de 5 mm/minuto com células de carga de 200 kgf. A torção foi realizada sempre no sentido interno, ou seja, o dispositivo cilíndrico distal do fêmur esquerdo foi rotacionado em sentido anti-horário e o direito em sentido horário.

## **Pós ensaio mecânico**

Após os ensaios mecânicos, realizou-se exame radiográfico em duas projeções (craniocaudal e mediolateral) de todos os corpos de prova, bem como obtiveram-se fotografias em diversos ângulos, para identificação dos pontos de falha durante os testes mecânicos. Os tipos e locais das falhas foram avaliados e anotados para comparação entre os grupos, principalmente averiguando qual foi o ponto mais frágil do sistema, e se os implantes sofreram deformação plástica.

## **Análise estatística**

A análise estatística dos valores de rigidez e força máxima foi realizada com auxílio do software Graph Pad Prism 5. Inicialmente foi testada a normalidade dos resíduos (teste de Shapiro Wilk) e homocedasticidade das variâncias (teste de Bartlett de variância) de todos os parâmetros estudados. As médias de força máxima, rigidez e área

de trabalho foram comparadas pelo test t pareado entre os grupos. A significância foi fixada para todos os testes em 5% ( $p \leq 0,05$ ).

## Resultados

O grupo HIB apresentou valores de força máxima e rigidez maiores que o PR em todos os testes. Os valores das médias e desvio padrão de força máxima e rigidez dos grupos HIB e PR estão dispostos na Tabela 2.

**Tabela 2.** Resultados dos testes biomecânicos (média, desvio padrão e valor de P) de força máxima e rigidez de cada grupo (Haste [HIB] e Plate-rod [PR]) em cada força testada (flexo-compressão; flexão lateromedial em dois pontos e torção). Diferença significativa entre os grupos foi sinalada com asterisco (\*).

|                                                         | <b>HIB</b><br><b>(MÉDIA ± DP)</b> | <b>PR</b><br><b>(MÉDIA ± DP)</b> | <b>Valor de P</b> |
|---------------------------------------------------------|-----------------------------------|----------------------------------|-------------------|
| Flexo-compressão<br>(força máxima)                      | 2443 ± 425,9                      | 1019 ± 82,58                     | 0,0017*           |
| Flexo-compressão<br>(Rigidez)                           | 585,4 ± 100,7                     | 244 ± 47,54                      | 0,0026*           |
| Flexão lateromedial<br>em dois pontos<br>(força máxima) | 232,1 ± 42,05                     | 146,3 ± 34,62                    | 0,014*            |
| Flexão lateromedial<br>em dois pontos<br>(Rigidez)      | 12,38 ± 1,52                      | 5,03 ± 1,12                      | 0,0017*           |
| Torção<br>(força máxima)                                | 648,1 ± 208                       | 390,6 ± 58,21                    | 0,038*            |
| Torção<br>(rigidez)                                     | 67,3 ± 13,04                      | 13,85 ± 3,04                     | 0,0012*           |



Os pontos de falha e deformidades plásticas observadas, tanto nas radiografias pós-teste biomecânico, como avaliação macroscópica visual dos corpos de prova, estão dispostos na Tabela 3.

**Tabela 3.** Descrição dos pontos de falha de cada corpo de prova dividido por grupos (haste [HIB] e placa e pino [PR]) e por tipo de teste biomecânico (flexo-compressão, flexão lateromedial em dois pontos e torção) a que foram expostos. Os valores entre parênteses representam o número de corpos de prova com devida falha descrita anteriormente em cada subgrupo, devendo totalizar cinco.

| Falhas                             | Grupo Haste nova (HIB)                                                              | Grupo placa e pino (PR)                                              |
|------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------|
| Flexo-compressão                   | Encurvamento da haste e ao menos 1 bolt (4)<br>Fratura longitudinal medial (1)      | Encurvamento da placa e PIM (5)                                      |
| Flexão lateromedial em dois pontos | Encurvamento da haste + fratura longitudinal (4)<br>Fratura longitudinal medial (1) | Encurvamento da placa e PIM (5)                                      |
| Torção                             | Fratura longitudinal medial e lateral do fragmento distal (5)                       | <i>Pull out</i> dos parafusos (1)<br>Fratura longitudinal medial (1) |

\*Quando a soma dos corpos com falha em determinado subgrupo não é cinco, quer dizer que naquela avaliação o corpo de prova não chegou a deformidade plástica, sendo o teste estagnado devido a chegada da carga máxima disposta pela máquina.

| Área de trabalho                   | HIB<br>(Média ± DP) | PR<br>(Média ± DP) | VALOR DE P |
|------------------------------------|---------------------|--------------------|------------|
| Flexo-compressão                   | 7 ± 0,03            | 8,73 ± 0,07        | 0,0001*    |
| Flexão lateromedial em dois pontos | 6,97 ± 0,02         | 9,83 ± 0,09        | 0,0001*    |
| Torção                             | 8,5 ± 0,05          | 10,08 ± 0,1        | 0,0001*    |

## Discussão

A resistência de um implante se refere ao quanto de deformação ele suporta quando aplicada determinada carga, ou seja, quanto maior a rigidez, menor será a

deformação quando a carga for aplicada. Os principais fatores que influenciam na rigidez de um implante são o MIA e o módulo de elasticidade, esse segundo depende do tipo de liga metálica que é utilizada para a produção do material, já o MIA está relacionado ao formato do implante [4,8]. Como todos os implantes deste estudo foram produzidos em aço 316L, a principal diferença entre os grupos está relacionada ao MIA.

De tal maneira, podemos observar que quando aplicada a mesma carga nos dois grupos, o PR apresentou deformação significativamente maior. Por uma perspectiva mecânica, a placa possui formato retangular, apresentando menor MIA, logo, menor resistência a força de flexão que a haste, que tem formato cilíndrico [1,9].

Sabe-se que o momento de inércia de área de um objeto cilíndrico apresenta a seguinte fórmula:  $[\pi r^4/4]$ , enquanto que para objetos retangulares a fórmula matemática é:  $[b.h^3/12]$ , onde  $r$ = raio do cilindro;  $b$ =base/largura; e  $h$ =altura/espessura do objeto [8]. Logo, nesse estudo o MIA da haste no teste de flexão foi de  $63,61 \text{ mm}^4$ , enquanto o da placa foi de  $13,12 \text{ mm}^4$ ; já no teste de flexo-compressão o momento de inércia de área da haste foi de  $201,05 \text{ mm}^4$  e o da placa equivalente foi de  $35,72 \text{ mm}^4$ , o que mostra a significativa diferença entre os dois implantes. Corroborando estudos que afirmam que uma placa de 3,5 mm apresenta MIA de 25% de uma haste de sistema equivalente, ou seja, de 8 mm de diâmetro [9]. Outrossim, o MIA dos *bolts* quando comparados ao dos parafusos da placa bloqueada também apresentam significativa diferença, mesmo que ambos os tipos de estabilização utilizaram bloqueio de ângulo fixo, já que o diâmetro do *bolt* é de 2,5 e 3,5 mm, enquanto o dos parafusos é 2 e 2,5 mm, respectivamente para dimensões dos sistemas utilizados. Principalmente nos testes de flexo-compressão esses dispositivos são muito exigidos no sistema, mostrando superioridade mecânica do grupo HIB também nesse aspecto.

O formato do implante ortopédico além de influenciar na resistência a flexão, também influencia na contraposição a força de torção, por meio do momento de inércia polar, que é semelhante ao MIA [10]. Ao comparar o grupo HIB com o PR, a superioridade da rigidez torcional observada no primeiro, pode estar ligada também a este fator, além do íntimo contato do *bolt* com a haste (ângulo estável), promovendo maior estabilidade ambos (haste e bolt), como explicado por outros autores [4] ao compararem 3 tipos de estabilização (I-Loc; Targon Vet e placas bloqueadas) e observarem que o segundo apresentou complacência à torção semelhante ao grupo de placas, porém ambos foram inferiores ao primeiro (I-Loc), não obstante, mostraram que aumentando o aperto do contra-parafuso do sistema Targon Vet conseguiram obter melhores resultados em relação a torção, pois, como o contato entre o *bolt* e a haste nesse sistema é liso, inicialmente houve o deslizamento/instabilidade entre os implantes [4].

Ademais, a localização excêntrica da placa reduz sua resistência à força de flexão, principalmente em fraturas cominutivas (tipo de fratura proposta nesse estudo), ao ser utilizada na função “ponte”, onde não há compartilhamento de carga do implante com o osso [4,9]. Dessa maneira, tanto no teste de flexão, como no de flexo-compressão esta característica foi um dos fatores determinantes para a significativa diferença entre os grupos. Apesar de no grupo PR haver a presença do pino intramedular (PIM) no centro neutro de forças do osso, seu diâmetro era menor que a metade do diâmetro da haste bloqueada no fêmur contralateral, ocupando cerca de 30 a 40% do canal medular, o que não proporcionou suficiente contraposição as forças de flexão.

Ao comparar haste intramedular bloqueada em ângulo estável e placas bloqueadas em sistemas com dimensões proporcionais, observamos maior rigidez e força máxima a falha no grupo HIB. Extrapolando esses dados para casos clínicos, de forma similar ao proposto por outros autores [4], podemos supor que ao utilizar essa haste bloqueada com

esse tipo de implante de bloqueio em fraturas cominutivas da diáfise femoral em cães, em que não há compartilhamento de carga e o implante deve suportar toda a força exercida sobre o osso, provavelmente a resistência da construção seria maior e, conseqüentemente, o percentual de falha dos implantes menor comparativamente ao sistema plate-rod com placa bloqueada.

A literatura indica que ao utilizar o PIM conjuntamente com placas bloqueadas, este implante deve possuir cerca de 40% do canal medular, dessa forma, a falha cíclica reduz em 10 vezes quando comparado ao uso de placas como único implante [11,12]. No estudo em tela utilizou-se PIM com diâmetro em média de 31% ( $\pm 3,03$ ) do canal medular em teste de flexão e flexo-compressão, para que não houvesse conflito entre os parafusos e o PIM, entretanto alguns autores, ao avaliar mecanicamente o tamanho do pino intramedular em construções do tipo placa e pino, constataram que pinos de 30% do canal conferem apenas 6% a mais de rigidez a construção, enquanto que pinos de 50%, proporcionam um aumento de 78% da rigidez total [13].

entretanto, ao comparar a adição de PIM que ocupasse 20, 30 e 40% do canal medular a fixação com placas, alguns autores concluíram que o PIM deve ocupar pelo menos 30% do canal para conferir maior estabilidade a construção [14], corroborando nossa escolha de alocação de um PIM nessa proporção.

Além do MIA e do módulo de elasticidade, a rigidez de uma construção ortopédica também pode ser influenciada pela área de trabalho, ou seja, a distância entre os parafusos mais próximos do foco de fratura, sendo àquelas construções com menor área trabalho, mais resistentes a compressão e rigidez torcional [4,10]. Ao comparar biomecanicamente, em teste de flexão mediolateral em quatro pontos, construções com placa bloqueada contendo dois ou três parafusos por fragmento fraturário, sendo que aquelas com três parafusos, eles foram alocados os mais próximos às extremidades da placa (orifícios 1, 2

3 preenchidos) e aquela com dois parafusos, com menor área de trabalho (orifícios 1 e 4 preenchidos), mostrou-se que a área de trabalho menor gerava mais rigidez que a quantidade de parafuso por fragmento [14]. Logo, a área de trabalho é o segundo fator que pode ter contribuído para os maiores valores de força máxima e rigidez no grupo HIB, já que no PR a escolha do local de alocação dos quatro parafusos da placa foi o mais distal à falha óssea, aumentando a área de trabalho desse grupo, quando comparada ao HIB em todas as forças testadas.

Além disso, o fato de três corpos de prova do grupo PR terem voltado ao seu formato inicial depois de aplicada a carga de 200 kgf em teste de torção, mostrou a alta complacência desses implantes (plate-rod), já que o PIM não confere maior estabilidade contra força de torção, portanto, isso poderia ter sido diminuído ao reduzir a área de trabalho, ou aumentando o número de parafusos por fragmento sem aumentar sobremaneira o stress na placa [14].

Dentre as limitações desse estudo podemos citar a utilização apenas de testes mecânicos estáticos destrutivos, não havendo, portanto, a avaliação cíclica dos implantes. Ademais, estudos envolvendo outros tipos de testes e estudos clínicos ainda são necessários para validar esta haste intramedular bloqueada e sua metodologia de implantação/bloqueio.

## **Conclusão**

O uso desse modelo de haste intramedular bloqueada de ângulo estável com esse tipo de implante de bloqueio em fraturas cominutivas (diáfise) de fêmur canino conferiram maior rigidez e resistência mecânica, quando comparada a placas bloqueadas e pino intramedular em função ponte, frente as forças testadas nesse estudo.

## Agradecimentos

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Fapesp) pelo financiamento da pesquisa em questão.

## Referências

1. Rosa N, Marta M, Vaz M, Tavares SMO, Simoes R, Magalhães FD, et al. Intramedullary nailing biomechanics: Evolution and challenges. *Proc Inst Mech Eng H*. 2019;233(3): 295-308.
2. Nicetto T, Petazzoni M, Urizzi A, Isola M. Experiences using the fixin locking plate system for the stabilization of appendicular fractures in dogs. *Vet Com Orthop Traumatol*. 2013; 26: 61-68.
3. Burns GG, Allen MJ, Johnson KA. Influence of Locking *Bolt* Location on the Mechanical Properties of an Interlocking Nail in the Canine Femur. *Vet Surg*. 2011; 40: 522-530.
4. Marturello DM, Von Pefeil DJF, Dejardin LM. Mechanical comparison of two small interlocking nails in torsion, using a feline bone surrogate. *Vet Surg*. 2019; 49: 380-389
5. Dejardin LM, Cabassu JB, Guillou RP, Villwock M, Guiot LP, Haut C. In Vivo Biomechanical Evaluation of a Novel Angle-Stable Interlocking Nail Design in a Canine Tibial Fracture Model. *Vet Surg*. 2014; 43: 271-281.

6. Elliotti DS, Newman KJH, Forward DP, Hahn DM, Ollivere B, Kojima K, et al.  
A unified theory of bone healing and nonunion. *The Bone Joint J.* 2016; 98: 884-891.
7. Macedo AS, Marinho PVT, Dal-Bo IS, Bregadioli T, Diamante G, Fiuza B, et al.  
Physics behind the implants used for high strain fractures: literature review. *Braz J Vet Res Anim Sci.* 2018; 55(1):6-10.
8. Muir P, Johnson KA, Markel MD. Area moment of inertia for comparison of implant cross-sectional geometry and bending stiffness. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 1995; 8: 146–52.
9. Dejadin LM, Perry KL, Von Pfeil DJF, Guiot LP. Interlocking nails and minimally invasive osteosynthesis. *Veterinary Clinic Small Animal.* 2019; 50: 67-100.
10. Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, Gächter A, Kuster MS. Biomechanical testing of the LCP—how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury.* 2003; 34: B11-B19.
11. Delisser PJ, McCombe GP, Trask RS, Etches JA, German AJ, Holden SL, et al.  
Ex vivo evaluation of the biomechanical effect of varying monocortical screw numbers on a plate-rod canine femoral gap model. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2013; 26(3): 177–185.
12. Parsons K, Etches J, Burton N. Effect of monocortical and bicortical screw numbers on the properties of a locking plate-intramedullary rod configuration: an in vitro study on a canine femoral fracture gap model. *Vet and Comp Orthop Traumatol.* 2016; 29(6): 459-465.

13. Hulse D, Ferry K, Fawcett A, Gentry D, Hyman W, Geller S, Slater M. Effect of intramedullary pin size on reducing bone plate strain. *Vet and Comp Orthop Traumatol*. 2000; 13: 185-190.
14. Pearson T, Glyde M, Hosgood G, Day R. The effect of intramedullary pin size and monocortical screw configurations on locking compression plate-rod constructs in an *in vitro* fracture gap model. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2015; 28: 95–103.



## **CAPÍTULO V – Considerações finais**

O modelo de haste intramedular bloqueada em ângulo estável proposta no presente estudo é factível e de fácil aplicação, não sendo necessário o uso de raio-x transoperatório para realização do bloqueio perfeito entre o *bolt* e o orifício roscado da haste. O sistema em tela mostrou baixo número de complicações intraoperatórias, além de maior rigidez que o modelo de haste a que foi comparada em algumas forças. Ademais, a haste descrita nesse estudo também apresentou superioridade mecânica significativa a técnica de placa e pino em toda as forças a que foram testadas, mostrando que a utilização da técnica proposta, em detrimento da outra em casos de osteossíntese é conveniente, principalmente em fraturas diafisárias cominutivas.